

Jiří Fleišman

Experimentální stanovení radiální tuhosti aorty

Experimental estimation of aortic stiffness in radial direction

Bakalářská práce

Vedoucí práce:
Ing. David Schwarz

Ostrava 2021

Bibliografický záznam

Autor: Jiří Fleišman, FLE0029

Název práce: Experimentální určení radiální tuhosti aorty

Studijní program: B2341 Strojírenství

Vedoucí práce: Ing. David Schwarz

Akademický rok: 2020/2021

Počet stran: 58

Klíčová slova: Radiální tuhost, Aorta, Experiment, Neo-hookův model, Hyperelastický materiál

Zadání bakalářské práce

Student: **Jiří Fleišman**
Studijní program: B2341 Strojírenství
Studijní obor: 3901R003 Aplikovaná mechanika
Téma: **Experimentální stanovení radiální tuhosti aorty**
Experimental Estimation of Aortic Stiffness in Radial Direction

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je:

- 1) Rešeršní studie mechanických vlastností aorty a způsobu jejich měření
- 2) Experimentální stanovení radiální tuhosti aorty
- 3) Zvolení vhodného konstitutivního modelu, proložení výsledků měření a diskuze výsledků

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] C.J.Chuong a Y.C.Fung, „Compressibility and constitutive equation of arterial wall in radial compression experiments“, J. Biomech., roč. 17, č. 1, s. 35–40, led. 1984.
- [2] S. Polzer et al., „Structure-based constitutive model can accurately predict planar biaxial properties of aortic wall tissue“, Acta Biomater., roč. 14, s. 133–145, bře. 2015.
- [3] W. Nichols, McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles, 6th Edition. CRC Press, 2013.
- [4] S. Konvičková, J. Valenta, a České vysoké učení technické v Praze. Strojní fakulta., Biomechanika srdečně cévního systému člověka. Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2006.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Schwarz

Datum zadání: 18.12.2020

Datum odevzdání: 17.5.2021


doc. Ing. Martin Fusek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Ing. Robert Čep, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

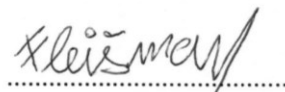
V Ostravě dne 17.05.2021


.....
podpis studenta

Prohlašuji, že:

- jsem si vědom, že na tuto moji závěrečnou bakalářskou práci se vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. Zákon o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (dále jen Autorský zákon), zejména § 35 (Užití díla v rámci občanských či náboženských obřadů nebo v rámci úředních akcí pořádaných orgány veřejné správy, v rámci školních představení a užití díla školního) a § 60 (Školní dílo),
- беру на ве́домі́, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo užít tuto závěrečnou bakalářskou práci nekomerčně ke své vnitřní potřebě (§ 35 odst. 3 Autorského zákona),
- bude-li požadováno, jeden výtisk této bakalářské práce bude uložen u vedoucího práce,
- s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 Autorského zákona,
- užít toto své dílo, nebo poskytnout licenci k jejímu využití, mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše),
- беру на ве́домі́, že podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů – že tato bakalářská práce bude před obhajobou zveřejněna na pracovišti vedoucího práce a v elektronické podobě uložena a po obhajobě zveřejněna v Ústřední knihovně VŠB-TUO, a to bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě dne 17.05.2021


.....
Podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Jiří Fleišman

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Davidovi Schwarzovi za odborné vedení, pevné nervy, trpělivost a cenné rady, jež mi pomohly úspěšně dopsat tuto bakalářskou práci. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat mé rodině a přátelům za podporu v průběhu celého studia.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

FLEIŠMAN, Jiří. *Experimentální stanovení radiální tuhosti aorty*. Ostrava, 2021. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská — Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky, 2021, 58 s. Vedoucí práce Ing. David Schwarz.

Bakalářská práce se zabývá experimentálním určením radiální tuhosti aorty, jež byla zjištěna pomocí tlakové zkoušky provedené na vzorcích prasečí hrudní aorty. V rešerši jsou rozebrána témata zabývající se vlivy zmrazování vzorků na výsledky experimentu, změnou vlastností hydratované a dehydratované tkáně a v neposlední řadě popisem konečné deformace. V praktické části této práce jsou popsány postupy přípravy vzorků, sestavení experimentálního přístroje a průběh samotného měření, jež je celý doplněn autorskými fotografiemi pořízenými v den experimentu. Následně se práce zabývá nalezením parametru počáteční tuhosti Neo-hookovým konstitutivním modelem z experimentálních dat za pomoci fitovacího softwaru hyperfit.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

FLEIŠMAN, Jiří. *Experimental estimation of aortic stiffness in radial direction*. Ostrava, 2021. Bachelor thesis. VSB - Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Applied Mechanics, 2021, 58 p. Thesis supervisor Ing. David Schwarz.

The bachelor's thesis deals with the experimental determination of the radial stiffness of the aorta, which was determined by uniaxial pressure test performed on porcine thoracic aorta samples. The research discusses topics dealing with the influence of sample freezing on the results of the experiment, the change in the properties of hydrated and dehydrated tissue and, last but not least, a description of the final deformation. In the practical part this work describes the procedures of sample preparation, assembly of the experimental device and the process of the measurement itself, which is supplemented by the author's photographs taken on the day of the experiment. Then, this work deals with finding the parameter of initial stiffness by Neo-hook constitutive model from experimental data using hyperfit fitting software.

OBSAH

1	Úvod	10
2	Velký krevní oběh	11
3	Vlastnosti tkání cévního systému	12
4	Stavba cév	13
4.1	Tunica intima	14
4.2	Tunica media	15
4.3	Tunica adventitia	17
4.4	Kolagen	18
4.5	Hladké svalstvo	19
5	Strukturní složky tepny	20
5.1	Endotel	20
5.2	Elastin	21
6	Biomechanika lidského srdce	22
7	Aorta	23
8	Hyperelastický materiál	25
8.1	Materiálové modely	26
8.1.1	Strukturní	26
8.1.2	Fenomenologické modely	26
8.2	Neo-Hookův model	27
9	Možnosti zjišťování mechanických vlastností tepen	28
9.1	Typy zkoušek	28
10	Rešerše	29
10.1	Vliv zmražení vzorku na výsledky	29
10.2	Uchovávání vzorků	30
10.3	Zbytková napětí po rozříznutí aorty	30
10.4	Změna vlastností elastinu vlivem teploty a hydratace	32
10.5	Konečné deformace	33
10.5.1	Odvození deformační energie	34
10.5.2	Invarianty tenzorů přetvoření	35
10.5.3	Tenzory napjatosti	36
11	Experimentální část	37

11.1	Experimentální sestava.....	37
11.2	Laserové měřidlo OptoNCDT	38
11.3	Metodologie přípravy vzorků	39
11.3.1	Příprava vzorků.....	39
11.4	Metodologie měření vzorků	41
11.4.1	Umístění vzorků.....	41
11.4.2	Odečtení tloušťky vzorku.....	42
11.4.3	Průběh měření.....	42
12	Výsledky experimentálního měření.....	43
13	Diskuze.....	46
14	Omezení modelu	48
15	Závěr	49
16	Citace	50
17	Seznam obrázků.....	53
18	Seznam tabulek	54
19	Seznam grafů	54
20	Přílohy.....	55
20.1	Příloha A – Tabulka s výslednými hodnotami experimentálního měření.....	55
20.2	Příloha B – Krabicové grafy popisující počáteční tuhost a tloušťku vzorků.....	57
20.3	Příloha C – Grafy popisující průběhy 1.Piola-Kirchhoffova napětí na deformaci pro série vzorků 30x30 a 20x20 mm	58

1 ÚVOD

Může se to zdát paradoxní, avšak jedna ze stále tolik neprobádaných částí biomechaniky je právě lidské tělo. Tato bakalářská práce je konkrétně zaměřena na prozkoumání lidské aorty. Do nedávna nebyly výpočty ještě natolik složité, aby byla potřeba do nich zakomponovat aortální tuhost v radiálním směru, a tudíž tato oblast na rozdíl od ostatních ještě není natolik probádána. Závěr této bakalářské práce je experiment, jež by mohl napomoci budoucímu studiu v tomto odvětví a přinést data vhodná pro následující výzkum.

Teoretická část bakalářské práce se zabývá velkým krevním oběhem, stavbou cév a strukturním složkám stěny tepny. Podrobněji specifikuje aortální tkáň a základní typy jejího zkoušení. K závěru teoretické části je popsán hyperelastický materiál, materiálové modely a následně zvolený Neo-hookův materiálový model. Na teoretickou část plynule navazuje rešeršní studie zabývající se vlivy zmrazování vzorků na výsledky experimentu, kde rozebírá změnu vlastností hydratované a dehydratované tkáně a v neposlední řadě vysvětluje konečné deformace.

Praktická část se zaměřuje na experimentální tlakovou zkoušku provedenou na deseti vzorcích aort a třech vzorcích silikonu. V této části práce jsou popsány postupy přípravy vzorků, sestavení experimentálního přístroje a průběh samotného měření, jež je celý doplněn autorskými fotografiemi pořízenými v den experimentu. Po této kapitole se praktická část zabývá fitováním konstitutivního modelu na experimentální data a prezentaci výsledků měření. V následující diskuzi jsou data porovnávána s ostatními studiemi, jež se týkaly tohoto tématu a v kapitole omezení modelu jsou zmíněny možnosti nepřesností výsledků práce.

Stanovené cíle práce

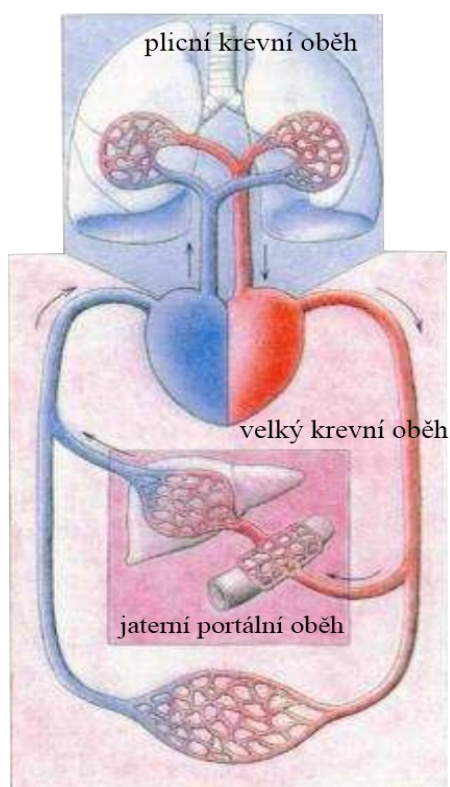
Cílem práce je experimentálně určit radiální tuhost aorty pomocí tlakové zkoušky a následnou aplikací správného konstitutivního modelu získat počáteční tuhost tkáně. Mezi jednotlivé menší cíle vedoucí k tomuto velkému jsou:

- Rešeršní studie mechanických vlastností aorty a způsobu jejich měření
- Zvolení vhodného konstitutivního modelu, proložení výsledků měření a diskuze výsledků

2 VELKÝ KREVNÍ OBĚH

Cévní soustavu si lze představit jako velmi rozsáhlý systém plný trubic různých velikostí, jež jsou vystlané jednou vrstvou plochých endotelových buněk. Dle tekutiny, která se v nich nachází se tento systém bude dělit na dva podsystémy. Prvním z nich je systém krevních cév obsahující červenou krev obíhající v uzavřeném krevním oběhu a druhým je systém mízních cév obsahující bezbarvou mízu, jež sbírá vaziva a tkáně velké části orgánů v těle. Tento systém zajišťuje látkovou přeměnu ve tkáních a spojování míst, kde se musí dodávat živiny. Cévní systém se skládá z artérií, kapilár a vén. [1, 2]

Trasa velkého krevního oběhu začíná v levé srdeční komoře aortou a končí v pravé srdeční předsíni. Levá komora srdce přitékající krev z levé síně rozvede do aorty, která jí pomocí svých větví rozvede do zbytku těla. Krev se poté vrací do pravé komory a je poslána do malého plicního oběhu na okysličení viz (obrázek č.1). Průtok krve je řízen soustavou svěračů, jež regulují množství krve protékající orgány a tkáněmi. Rychlost proudící krve je závislá na průsvitu a materiálu cév – čím větší průsvit, tím menší rychlost proudění a naopak. Například v aortě v klidu je střední rychlost 0,5m/s[1], avšak klesá až na 0,0005m/s při průtoku vlásečnicemi. [1]



Obrázek 1 - Krevní oběh, přeloženo z [2]

3 VLASTNOSTI TKÁNÍ CÉVNÍHO SYSTÉMU

Primární skupina tkáně, jež podporuje a chrání naše lidské tělo, je měkká pojivová tkáň. Na rozdíl od jiných tkání se jedná o rozsáhlý biologický materiál, ve kterém jsou buňky odděleny extracelulárním materiálem. Měkké tkáně můžeme v mikroskopickém měřítku charakterizovat jako nehomogenní materiál s nelineární odezvou. Na rozdíl od tvrdých tkání mohou procházet velkými deformacemi. Příkladem měkkých tkání jsou například šlachy, vazy, cévy anebo kůže. V tabulce č.1 níže jsou zobrazeny hodnoty maximální pevnosti a napětí v tahu. [3]

Mechanické vlastnosti biologických materiálů jsou velmi důležité ať už z hlediska pochopení vztahu našeho těla a přijímaného implantátu, tak kvůli výpočtům a správnému sestavení matematických modelů. Je na místě také věnovat pozornost i vzájemnému působení skalpelu na měkkou tkáň a sledování procesů, jež při tom probíhají. Viskoelastické vlastnosti měkkých tkání jsou nelinearita závislosti napětí-deformace na čase, závislost na historii zatížení, smrštění při zvýšení teploty a také zvýšení teploty při deformaci. Klesání teploty při relaxaci a také relaxace při konstantní deformaci, creep při konstantním tahu. Mechanické vlastnosti měkké tkáně lze popsat dvěma základními principy. Greenovým postupem, jež je méně pracný, kdy je pomocí celkové deformační energie vyjádřeno napětí a poté přímou metodou, která je obecnější, kdy vidíme přímou vazbu mezi napětím a deformací. Výše zmíněné postupy nejčastěji lze využít pro analýzu mechanického chování tepen, a to díky myšlence, jež tvrdí, že jestli podrobíme aortu vnitřnímu tlaku, pak konají práci pouze vnější síly. Dokonale elastický materiál využije celou mechanickou energii pro zvýšení své vlastní energie v případě, že se bude jednat o adiabatický anebo izotermický děj. Vnitřní energie se poté bude v materiálu chovat jako deformační. [4]

Tabulka 1 - Mechanické vlastnosti některých vybraných částí těla skládajících se z většiny měkkými tkáněmi. Převzato z [5]

Materiál	Maximální pevnost v tahu [MPa]	Tažnost [%]	Kolagen (% suché váhy)	Elastin (% suché váhy)
Šlacha	50-100	10-15	75-85	< 3
Vaz	50-100	10-15	70-80	10-15
Aorta	0,3-0,8	50-70	25-35	40-50
Kůže	1-20	30-70	60-80	5-10
Kloubní chrupavka	9-40	60-120	40-70	-

4 STAVBA CÉV

Struktura cév může být rozdílná podle toho na jakém úseku cévního řečiště se nachází. K těmto úsekům patří tepny, jež se větví do stále menších průřezů. Tenčím se říká arterioly a přecházejí dále ve vlásečnice, které pokračují do nejtenčích žil-venuly. Čím více se bude tepna větvit, tím menší tlak i průtok bude krev mít. Tep, jež máme je způsoben tlakovou vlnou o rychlosti 5-8 m/s [2], která je generována při srdečním stahu. Tato tlaková vlna také zapříčiňuje rytmické vystřikování krve z naříznuté tepny. Stah srdečního svalu nazýváme systola a jeho následné uvolnění se poté nazývá diastola, tyto dvě fáze na sebe také exaktně navazují. Srdeční sval je bez přestání rytmicky smršťován a trvale zajišťuje přečerpávání krve. Více o srdeční činnosti následně zmiňuji v kapitole č.6. [1, 2]

Tepny lze dělit na elastické a svalové. Svalové tepny mají menší průměry a nachází se v celém krevním oběhu kromě oblastí blízko srdce, kde můžeme nalézt tepny elastické. Ovšem existují i tepny, které jsou jakýmsi spojením výše zmíněných dvou typů. [5]

Stěna každé tepny i cévy se dá rozdělit na tři vrstvy viz (obrázek č.2):

- **Vnitřní vrstva (Tunica Intima)**

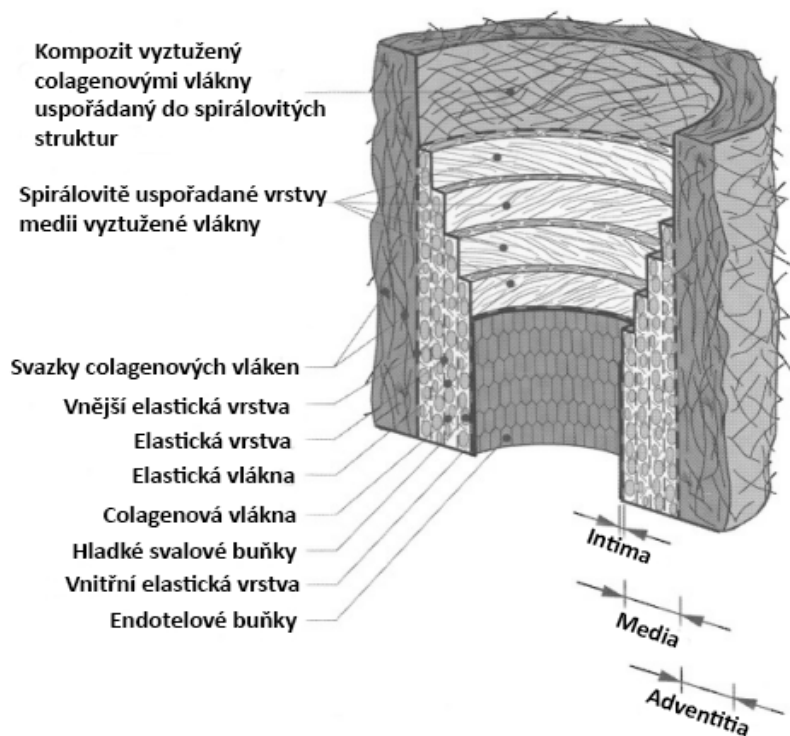
Skládá se z plochých endotelových buněk, jež tvoří hladký a nesmáčivý povrch. Pod touto vrstvou se nachází subendotelová vazivová vrstva, a pod ní elastická membrána. Vnitřní vrstva má za úkol zajišťovat těsnost tepny. [4]

- **Střední vrstva (Tunica Media)**

Jedná se o silnou vrstvu tvořenou z velké části svalovinou. Kolagenní vlákna v této vrstvě jsou omotána okolo vláken hladkých svalů, jež procházejí pod úhlem 30 až 50 stupňů mezi membránami (vrstva je tvořena 40-60 elastickými membránami). Díky tomuto uspořádání je stěna pružná a výhodná pro namáhání, kterým je tato stěna zatížena. Tato vrstva zodpovídá za přenos fyziologického zatížení.[4]

- **Vnější vrstva (Tunica Adventitia)**

Vnější vrstvu tvoří hlavně kolagenová vlákna, což zvyšuje pevnost celé cévní stěny. Tato vrstva také obsahuje nervy pro hladkou svalovinu cév a je odpovědná za přenos nefyziologického zatížení. Plynule splývá s okolní tkání pomocí sítě kolagenních vláken. [1]

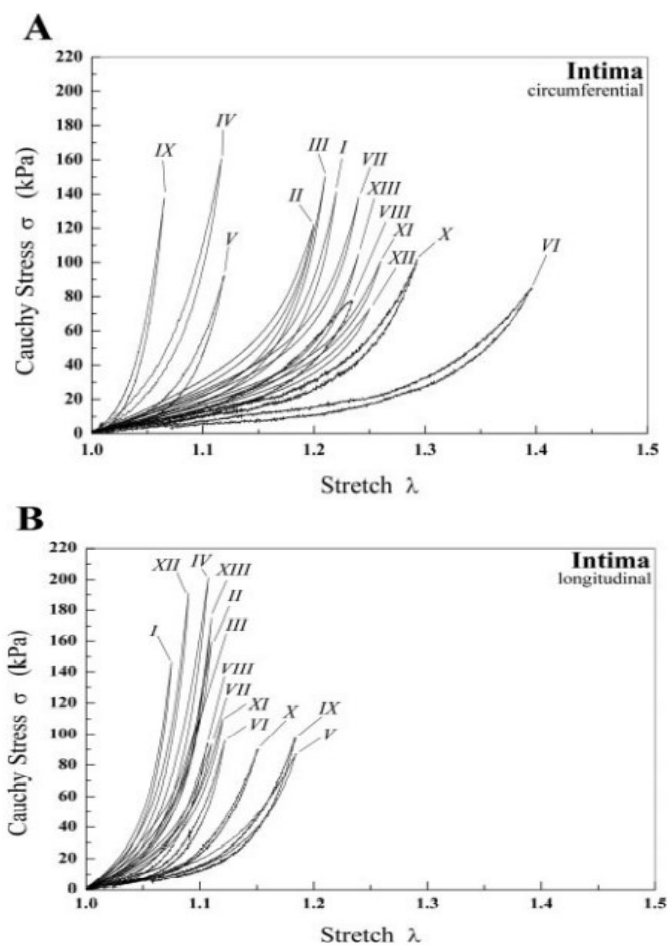


Obrázek 2 - Popis stěny cévy, přeloženo z [5]

4.1 Tunica intima

Jedná se o nejvnitřnější vrstvu cévy. Skládá se z jedné vrstvy endotelových buněk, které vedou po celé cévní stěně a leží na tenké bazální membráně. Tato vrstva slouží k tomu, aby se další vrstvy intimy nedostaly do styku s krví. Jedná se o velmi snadno poškoditelnou a zároveň rychle se regenerující část. Po endotelové vrstvě se tady nachází subendotelová vrstva, jejíž tloušťka se mění dle věku anebo při vážnější nemoci. Obsahuje buňky, jež vytvářejí kolagen a také kolagenová vlákna. Ve zdravém mladém těle tato vrstva nabývá velice malé tloušťky a téměř neexistuje. U mladých lidí je zároveň celá tunica intima velmi tenká a hrubne až s věkem, což je podstatné při biomechanických výpočtech. Patologické změny intimy jsou často spojovány s aterosklerózou což je velmi časté onemocnění cév. [5, 6]

U starších osob se z hlediska biomechaniky intima projevuje velkou tuhostí a nosností v porovnání s ostatními vrstvami. Tloušťka této vrstvy je až 27 % tloušťky celé stěny [7]. Kdybyste porovnávali axiální předpětí této vrstvy u starších lidí se stejnou vrstvou u zvířete, tak dojdete k závěru, že axiální předpětí u lidí je výrazně menší.[7]

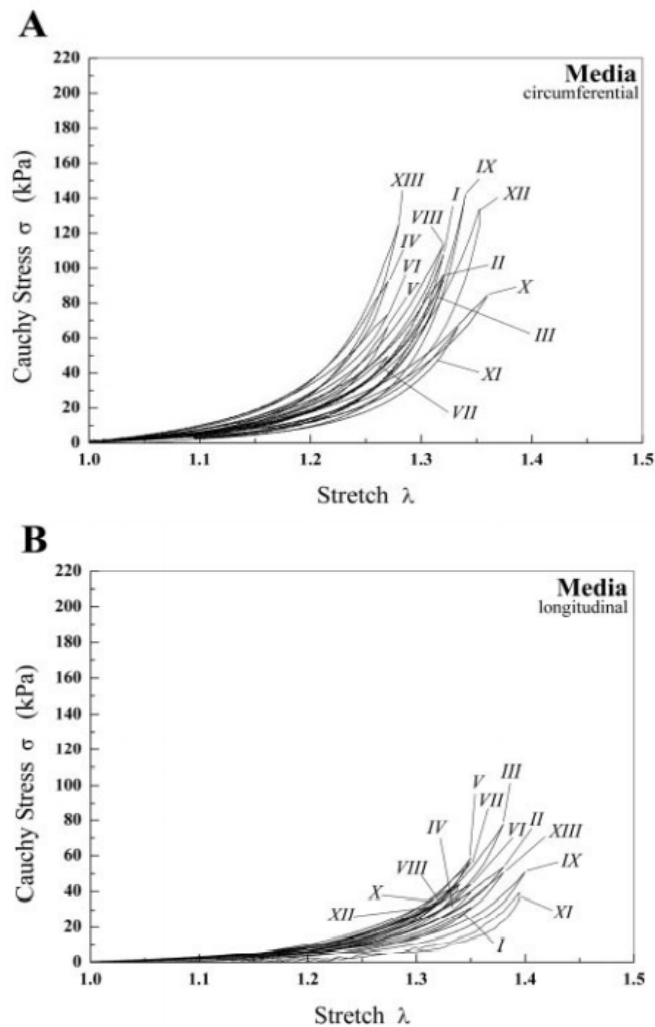


Obrázek 3 - Jednoosá tahová zkouška pro Tunica Intimu,
převzato z [7]

4.2 Tunica media

Tunica media je prostřední vrstva cévy a jedná se zároveň i o nejsilnější (nejtlustší) vrstvu. Skládá se z hladkých svalových buněk, elastinu a kolagenových vláken. Tato vrstva má nejvíce variací a proměnných částí ve struktuře mezi různými částmi oběhového systému. Od intimy a adventitií je oddělena vnitřní a vnější elastickou lamelou (jediná výjimka jsou mozkové cévy). V tepnách nacházejících se ve svalech je tato lamela jedna z hlavních vrstev, kdežto v elastických cévách jí velmi těžko rozeznáme od ostatních vrstev. Tunica media je u velkých tepen blízko aorty složena převážně z několika soustředných vrstev elastických tkání oddělených od sebe tenkou vrstvou spojovací tkáně, kolagenovými vlákny a prořídou vrstvou hladkých svalových buněk. Hladké svalové buňky jsou dlouhé 25-50 μm a tlusté 5 μm [8]. Často také obsahují kontraktilní vlákna svalů, které jsou svou formou podobné svalům v srdci.[5, 6, 8]

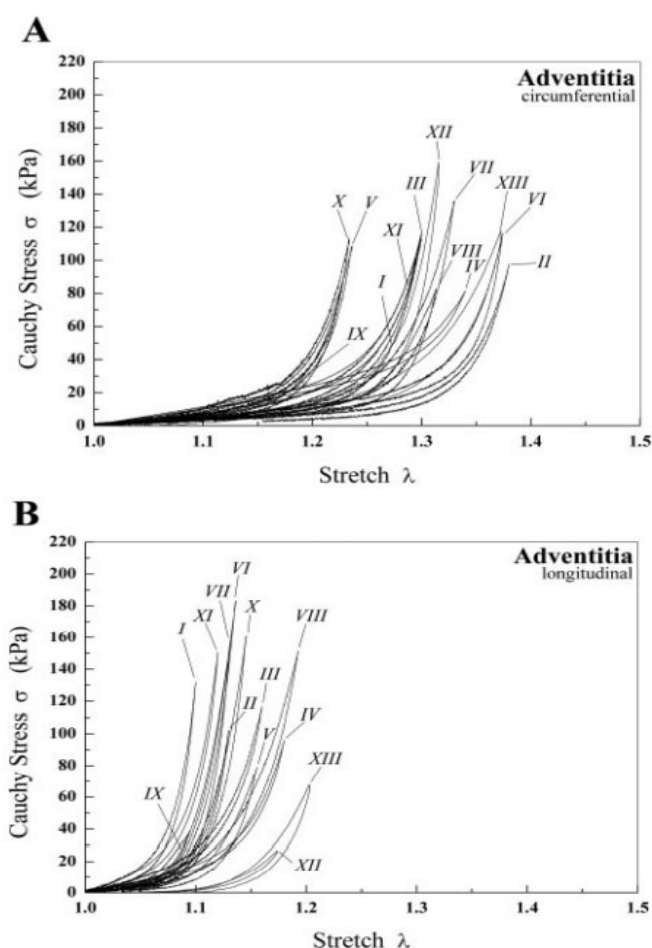
Zajímavostí je, že lamelární strukturu medií u velkých cév mají kromě lidí také všichni savci. Konstantní tloušťka lamely 15 μm v aortě je stejná napříč celým spektrem savců od myši až po slony, liší se pouze počty lamel. Jestliže budete pokračovat oběhovým systémem dále od srdce k menším cévám, pak se vám postupně změní struktura této vrstvy a začne se skládat z větší části ze spirálovitě uspořádaných hladkých svalových buněk. Tyto spirály opět budou ležet v několika vrstvách s malým množstvím pojivové tkáně, kolagenem a elastickou tkání. Počet vrstev závisí na tloušťce cévy, kdy u malých cév se může jednat o pouze 1-2 vrstvy. Tunica media dobře odolává zatížení jak v axiálním, tak radiálním směru. Jedná se o nejvýznamnější vrstvu ve zdravé tepně.[5, 8]



Obrázek 4 - Jednoosá tahová zkouška pro Tunica Medii, převzato z [7]

4.3 Tunica adventitia

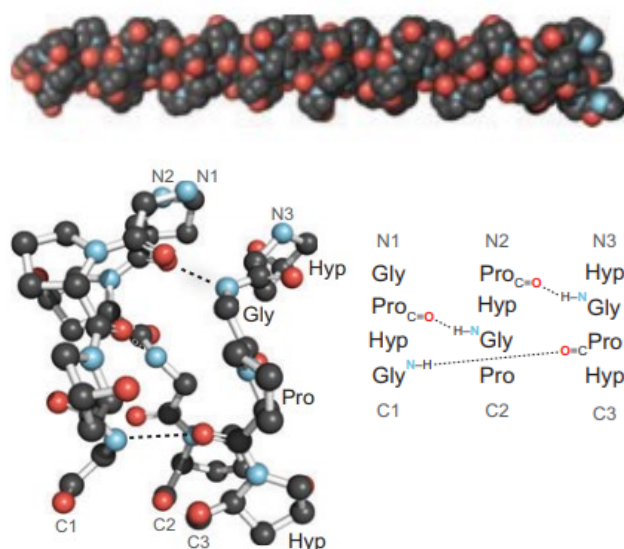
Tunica adventitia je venkovní vrstva cévy a z větší části se skládá z fibroblastů (základní buňky vazivové tkáně, hvězdovitý tvar) a fibrocytů (klidová forma vazivové buňky produkující kolagen a elastin, vřetenovitý tvar). Tloušťka adventitie výrazně závisí na tom, jestli se jedná o elastickou či svalovou tepnu a také na její funkci (například cévy v mozku skoro žádnou adventitii nemají). Tunica adventitia, která je obklopena volnou pojivovou tkání, může být v některých místech v těle dokonce tlustší než tunica media. Tato větší tloušťka nastává při přechodu tepny do okolních tkání, protože kolagen strukturovaný převážně v axiálním směru nemá dokonale definovaný okraj, a tudíž způsobí zvětšení tloušťky této vrstvy. Kolagen v této vrstvě je lehce zvlněný a uspořádaný do spirálovitých tvarů, tyto uspořádání zároveň přispívají ke stabilitě a síle stěny. Tunica adventitia je v porovnání s medií výrazně méně tuhá v situacích bez zatížení a při nízkých tlacích. Každopádně jakmile bude cévou probíhat krev pod větším tlakem (například při nefyziologické zátěži), tak se kolagenová vlákna natáhnou a adventitia se změní do jakési ochranné vrstvy, která ochrání cévu proti přetažení anebo prasknutí. [5, 8]



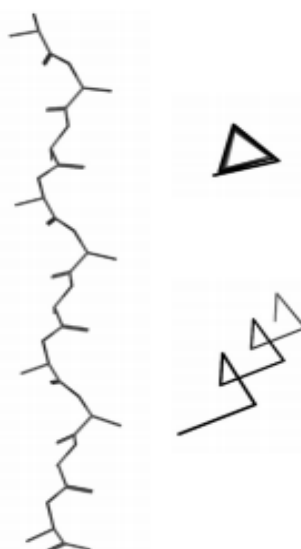
Obrázek 5 - Jednoosá tahová zkouška pro Tunicu Adventitii, převzato z [7]

4.4 Kolagen

Kolagen je druh proteinu, jež se vyskytuje v tělech všech zvířat a lidí. Přičemž u druhé kategorie zastupuje dokonce okolo 30 % veškerého proteinu. Doposud známe 28 různých typů kolagenu skládajících se z minimálně 46 různých polypeptidových řetězců. Charakteristickým znakem tohoto proteinu je jeho složení ze tří paralelních polypeptidových řetězců, které jsou uspořádány do levotočivé spirály Polypropylen-II typu (dále pouze PP-II) a následně jsou tři takové spirály složeny do pravotočivé šroubovice (jak můžeme vidět na obrázku č.6 níže), jež se nazývá Tropokolagen. Spirála PP-II typu (tvar této specifické spirály je vyobrazen na obrázku č.7 níže) je jedna z hlavních typů struktur u složených proteinů a vyznačuje se svým specifickým tvarem s torzním úhlem od -75° až do 145° [9]. V ideální formě má přesně tři výčnělky za jedno otočení. [9, 10]



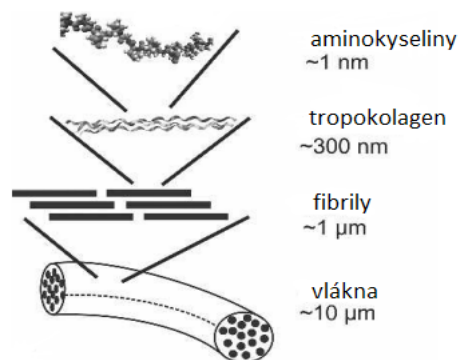
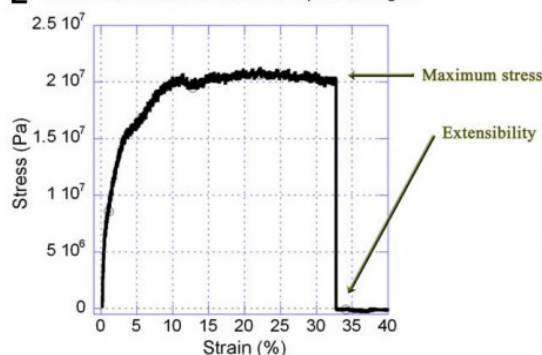
Obrázek 6 - Pravotočivá šroubovice složená ze tří PP-II spirál a ukázka ProHypGly v Tropokolagenu, převzato z [10]



Obrázek 7 - Tvar PP-II typu spirály, převzato z [9]

Uspořádání PP-II spirál v Tropokolagenu zajišťuje určitou posloupnost jednotlivých částí ve spirále. Opakující se posloupnost bude XaaYaaGly, kde Gly je proteinogenní aminokyselina zvaná Glycin a Xaa s Yaa může být jakýkoliv jiný typ aminokyseliny. Dle typů těchto dvou aminokyselin Xaa a Yaa poté rozlišujeme jednotlivé typy kolagenu. Mezi nejběžnější typy kolagenu patří ProHypGly (jeho znázornění tropokolagenu je na obrázku č.6 výše). Tropokolagen se dále skládá do fibrilů a ty nakonec do kolagenových vláken (viz obrázek č.9). Jeden z nejdůležitějších kolagenů je kolagen typu I (závislost napětí na tlaku na obrázku č.8 níže), který je obsažen společně s třetím typem v aortě. Tropokolagen I typu má délku okolo 300 nm a průměr 1,5 nm, fibrily složené z těchto tropokolagenů poté nabývají průměru mezi 50 až 200 nm [11]. Kolagenové vlákno prvního typu se dokáže prodloužit o 33 % své délky a jeho pevnost je 21 MPa [11]. Youngův modul kolagenu dle [12] je 100 MPa. [9–11]

E Stress-Strain Curve of Electrospun Collagen

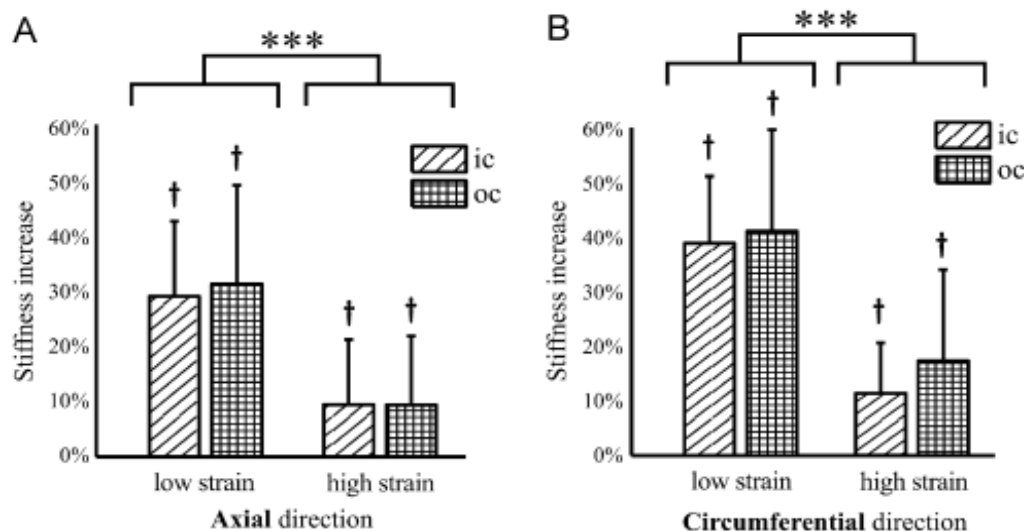


Obrázek 8 - Graf závislosti napětí na tlaku u vlákna kolagenu typu I, převzato z [11]

Obrázek 9 - Hierarchie kolagenu, převzato z [47]

4.5 Hladké svalstvo

Hladká svalovina nelze ovládat vůlí, tento typ svaloviny se vyskytuje ve stěnách cév anebo ve větších dutých orgánech. Je složena z vřetenovitých podlouhlých buněk pospojovaných jemným vazivem. Jádru společně s cytoplazmou je základní stavební kámen této buňky a propůjčuje oblastem, kterou pokrývá, visco-elastické vlastnosti. Youngův modul hladkého svalstva v klidovém stavu je 0,1 MPa a v aktivním stavu okolo 20 MPa [12]. Cytoplazma obsahuje myofibrily, jež umožňují zkrácení celé buňky při kontrakci. Myofibrily jsou dva typy bílkovin vtěsnané do velmi tenkých vláken.[1, 8]

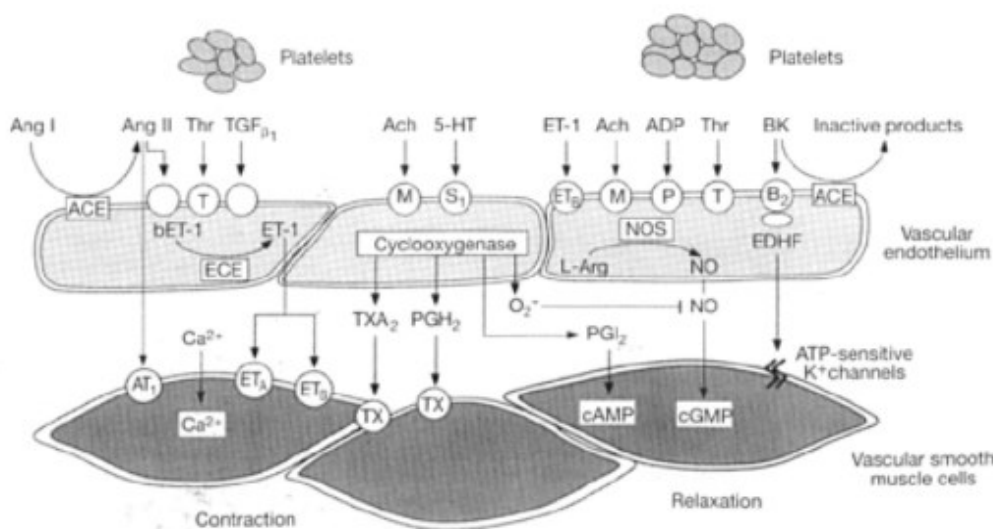


Obrázek 10 - Procentuální zvýšení tuhosti stěny prasečí aorty během nízkého a vysokého namáhání v axiálním(A) a radiálním(B) směru, převzato z [48]

5 STRUKTURNÍ SLOŽKY TEPNY

5.1 Endotel

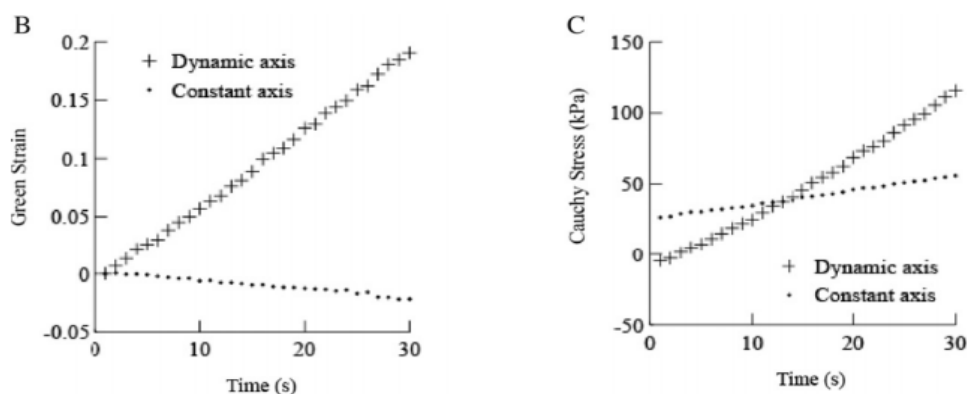
Endotel je nejefektivnější antitrombogenní povrch, jež matka příroda vytvořila. Jeho funkce spočívá v produkci mnoha faktorů, které řídí vaskulární relaxaci a kontrakci, trombogenezi a fibrolýzu. Jeden z takových faktorů je například prostacyclin (PGT) a oxid dusnatý (NO). Endotel je velmi důležitý kvůli zachování průtoku krve a prevenci trombózy. Endotel v průměrném lidském těle (počítáme s hmotností 70 kg) pokryje plochu 700 m^2 a může vážit až 1,5 kg. Stimulování endotelových buněk neurotransmitery, hormony a látkami z krevních destiček má za příčinu uvolňování látky, jež bude způsobovat relaxaci hladkého svalstva (viz obrázek č.11 níže). Krev cirkulující v našich žilách způsobuje smykové síly, které generují důležitou reakci při cvičení zvanou vazodilataci, jež je závislá na endotelu.[13, 14]



Obrázek 11 - Vasoaktivní mediátory uvolňované endotelem a také faktory, které endotel produkuje, jež podporují relaxaci(vpravo) a kontrakci(vlevo). Převzato z [13]

5.2 Elastin

Elastin je druh proteinu, jež zajišťuje elastické vlastnosti tkáně a lze jej popsat jako elastickou makromolekulu. Tato makromolekula se chová jako Neo-Hookův materiál. Gen tohoto proteinu lze u lidí najít v kopii genu chromozomu 7. Tkáně obsahující elastinové sítě jsou schopné vydržet několik milionů cyklů cyklické deformace, aniž by podstoupily znatelnou únavu (biaxiální tahová zkouška elastinu je vyobrazena na obrázku č.12 níže). Elastin je zásadní pro krevní oběh, právě kvůli jeho charakteristické lineární arteriální reakci.[15, 16]

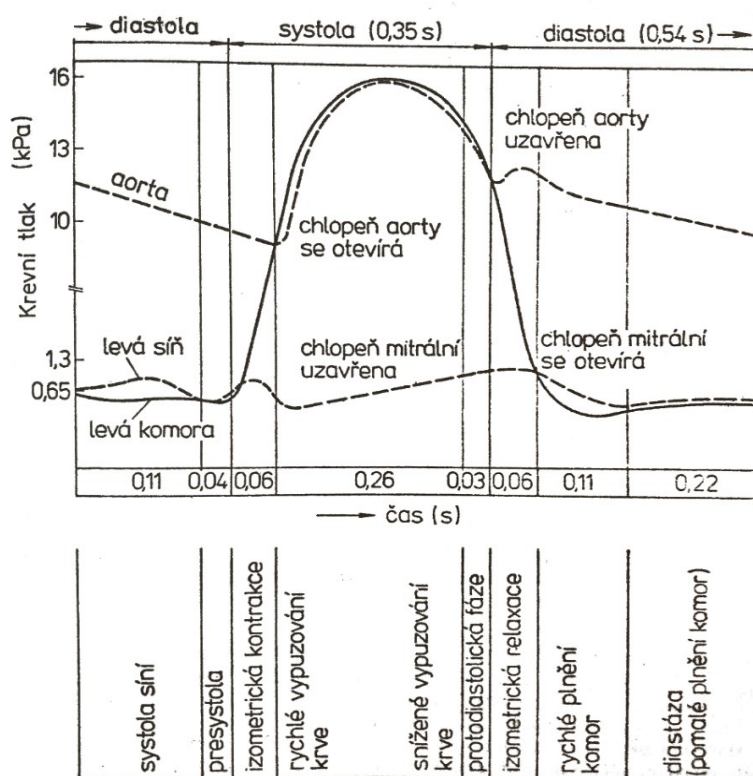


Obrázek 12 - Biaxiální tahová zkouška provedena na vzorku elastinu odejmutého z hrudní aorty o rozměrech 25,4x25, 4 mm, převzato z [16]

6 BIOMECHANIKA LIDSKÉHO SRDCE

Lidské srdce lze připodobnit k synchronizovanému dvojitému objemovému čerpadlu. U průměrného muže (85 kg) by množství přečerpané krve za minutu bylo 8,5l. Při námaze se může množství přečerpané krve výrazně zvýšit. Srdeční cyklus je periodický děj skládající ze dvou částí, systoly a diastoly. Stah síní a komor se nazývá systola, kdežto uvolnění naopak diastola. [4]

Srdeční cyklus (vyobrazen na obrázku č.13 níže) začíná plněním levé a pravé komory krví z levé a pravé síně, poté se otevřou cípate chlopně a plnění se zrychlí (časná diastola). Díky poklesu rychlosti krve vzniká tlakové pole, které uzavře chlopně mezi síní a komorou (objem krve v této fázi bývá okolo 0,25l). Poté následuje stah srdce (izometrická kontrakce), jež uzavře všechny zbývající otevřené chlopně srdce a ve chvíli kdy tlak v srdci přesáhne hodnotu tlaku v aortě dochází k postupnému otevírání pľlměsíčitých chlopní a krev putuje do velkého krevního oběhu (časná systola). Chlopně aorty se opět uzavřou v moment, kdy tlak její krve převyší tlak v srdci. Dále následuje izometrické uvolnění a uzavření všech chlopní v srdci. Srdeční sval ochabuje, klesá tlak v komorách pod hodnotu tlaku v síních, otevírají se cípate chlopně a celý cyklus trvající zhruba 0,7 sekundy začíná nanovo.[4]



Obrázek 13 - Průběh jednoho normálního srdečního cyklu, převzato z [4]

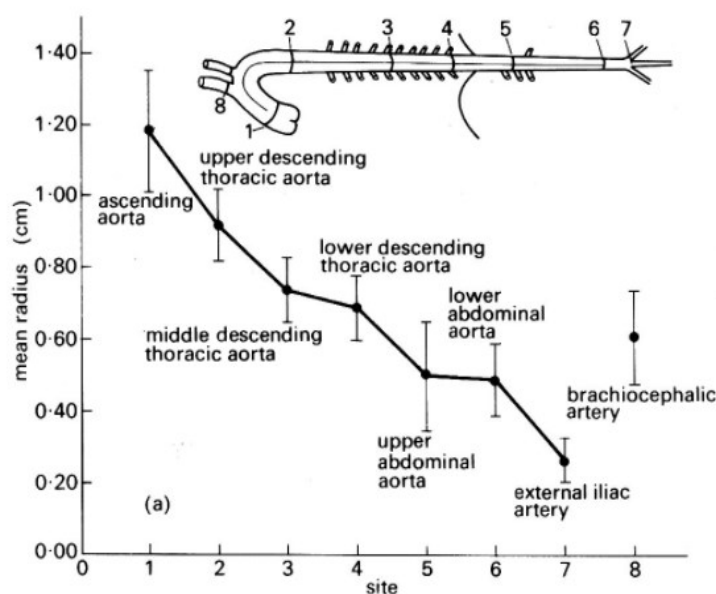
7 AORTA

Aorta začíná v levé srdeční komoře u aortální chlopně odkud se po dráze složité trojrozměrné křivky otáčí obloukem dozadu k páteři, poté změni směr a putuje rovným směrem dolů k břišním orgánům, kde končí rozdělením do iliakálních cév. Jedná se o největší tepnu v lidském těle a všechny tepny jsou přímými anebo nepřímými větvemi aorty. Aorta se zužuje po celé své délce, přičemž míra zužování je proměnná a záleží na zkoumaném druhu zvířete anebo člověka, avšak u psa (střední vnější poloměr aorty psa lze vidět na obrázku č.14 níže) můžeme vyjádřit tuto proměnnou dle rovnice (7.1). [1, 8]

$$A = A_0 * e^{\left(-\frac{B*x}{R_0}\right)} \quad (7.1)$$

V této rovnici je A oblast aorty a A_0 a R_0 jsou plochy poloměru v místě proti proudu, x je vzdálenost od toho místa a B je faktor zúžení (měl by ležet mezi 0,02 a 0,05). I přes to, že se aorta společně s dalšími cévy zužují jednotlivě, tak plocha v řezu arterie se zvyšuje se vzdáleností od srdce.[12]

V této bakalářské práci je středem zájmu právě hrudní aorta (vzestupná i sestupná) na které bude prováděn experiment (závislost mechanických vlastností na věku a části aorty je patrný z obrázku č.15 níže). Pro účely tohoto experimentu poslouží prasečí aorty.



Obrázek 14 - Střední vnější poloměr aorty naměřený na deseti různých místech aorty měřený při fyziologickém tlaku u deseti velkých psů, převzato z [8]

Aorta	Věk (roky)	Mezní síla (N)	Maximální prodloužení (%)	Mez pevnosti (MPa)	Prodloužení (%) při síle	
					10 N	20 N
vzestupná	15-19	80,4	184	1,06	57	80
	20-34	74,0	155	0,97	35	54
	35-44	97,8	142	0,87	31	52
	45-59	95,0	98	0,79	14	26
	60-74	92,9	56	0,65	10	16
	75-89	97,6	46	0,57	6	10
oblouk	15-19	60,4	145	1,66	45	62
	20-34	77,9	141	1,61	35	51
	35-44	73,2	140	1,32	33	51
	45-59	90,3	83	1,10	11	16
	60-74	87,8	58	0,89	9	14
	75-89	105,9	43	0,76	5	8
hrudní	15-19	73,6	130	2,22	41	56
	20-34	75,4	124	1,96	28	43
	35-44	77,3	121	1,34	25	42
	45-59	93,2	70	1,25	13	23
	60-74	83,3	50	0,95	9	15
	75-89	100,3	44	0,78	7	10
břišní	15-19	59,1	165	2,36	55	80
	20-34	79,5	134	2,62	41	58
	35-44	83,5	124	1,99	30	51
	45-59	91,9	99	1,49	17	25
	60-74	94,4	61	1,24	8	12
	75-89	82,0	42	0,80	8	11

Obrázek 15 - Závislost některých mechanických vlastností aorty v podélném směru v závislosti na věku a lokalizaci vzorku, převzato z [4]

8 HYPERELASTICKÝ MATERIÁL

Hyperelastický materiál je takový materiál, jež je stále elastický, což znamená že po odstranění zatížení se vrátí po stejné křivce napětí-deformace do nezatíženého stavu. Hyperelastický materiál je také Cauchy-elastický materiál, z čehož vyplývá, že napětí je určeno aktuálním stavem deformace, a nikoliv trajektorií či historií deformace. Rozdíl mezi lineárně elastickým materiálem (oblast Hookova zákona pro ocel) a hyperelastickým materiálem je ten, že stanovení vztahu napětí deformace pochází z funkce hustoty deformační energie neboli funkce energie napjatosti W . Hyperelastický materiál je takový materiál, pro který platí, že existuje funkce energie napjatosti W , jež je skalární funkcí některého z tenzoru přetvoření. [17, 18]

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \quad (8.1)$$

Tabulka 2 – Popis veličin vyskytujících se v rovnici (8.1, 8.2 a 8.3)

S_{ij}	Složky 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí
W	Funkce měrné energie napjatosti na jednotku nedeformovaného objemu
E_{ij}	Složky Green-Lagrangeova tenzoru deformace
C_{ij}	Složky Právého Cauchy-Greenova tenzoru deformace
W_d	Deformační energie nutná ke změně tvaru
W_v	Deformační energie potřebná ke změně objemu

Obecně je hustota deformační energie hyperelastického materiálu funkcí invariantů přetvoření. Vzhledem k nestlačitelné povaze materiálu je nutné dělit hustotu deformační energie na energii potřebnou pro změnu tvaru na deviatorový člen popisující tvarové změny pomocí modifikovaných invariantů některého z konjugovaných tenzorů deformace a objemový člen (W_v), jež je funkcí třetího invariantu tenzoru gradientu deformace. Pro nestlačitelný materiál je $J^2 = I_3 = 1$ z čehož plyne, že hyperelastický materiál se nemění objemově ale jen tvarově. [17, 18]

$$W = W_d(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + W_v(J) \quad (8.2)$$

Anebo

$$W = W_d(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, \bar{\lambda}_3) + W_v(J) \quad (8.3)$$

8.1 Materiálové modely

Materiálové modely definující měrnou energii napjatosti lze rozdělit na dva typy a to:

8.1.1 Strukturní

Parametry modelu mají jasný fyzikální význam opírající se o strukturální mikromechaniku materiálu. Vzhledem k tomu, že tyto modely jsou založené na struktuře materiálu, tak vykazují dobrou predikci chování materiálu i mimo data na které nebyly nafitované. Mezi strukturní modely patří Neo-Hookův model, Arruda-Boys model a Extended Tube model, přičemž poslední z těchto modelů se vyznačuje nejlepší predikční schopností. Extended tube model je schopen z dat získaných při 1D zkoušce predikovat i 2D zkoušku, popřípadě i odezvu materiálu na smykové zatížení. Podrobněji se tato práce zabývá pouze modelem Neo-Hookovým (viz kapitola 8.2), jelikož právě tento model je použit pro nafitování dat experimentu. [18]

8.1.2 Fenomenologické modely

Deformační energie u Fenomenologických modelů je funkcí hustoty, která je určena z tenzorů deformace, přetvoření a materiálových parametrů (nemají fyzikální význam). Tato funkce neklade zřetel na strukturu materiálu, jež odpovídá požadavkům nulové hustoty deformační energie při nulové deformaci a také rostoucí hodnoty hustoty deformační energie při nárůstu deformace. Jelikož se jedná pouze o matematickou funkci, lze narazit na problémy týkající se stability modelů vyšších polynomických řádů, jež se mohou ukázat jako nesmyslná deskripce chování materiálů v rozdílných typech napjatosti než ty, jež byly podpořeny experimentálními daty. Mezi fenomenologické modely patří například Yeoh, Mooney-Rivlin anebo Ogden model. [18]

Yeohův model (3.řádu):

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J - 1)^4 + \frac{1}{D_3}(J - 1)^6 \quad (8.4)$$

Tabulka 3 - Popis veličin vyskytujících se v rovnici (8.4)

C_{10}, C_{20}, C_{30}	Materiálové parametry
D_1, D_2, D_3	Parametr stlačitelnosti materiálu
J	Třetí invariant tenzoru deformačního gradientu
\bar{I}_1	První modifikovaný invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace
\bar{I}_2	Druhý modifikovaný invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace
W	Hustota deformační energie

8.2 Neo-Hookův model

Neo-Hookův model je hyperelastický materiálový model, jež může být použit pro odhad vztahu napětí/deformace materiálů. Tento vztah je pro většinu materiálů lineární v počátcích, avšak po určité době se graf odkloní do nelineární oblasti. Tento model je také velice podobný Hookovu zákonu. Funkce hustoty deformační energie pro nestlačitelný Neo-hookův materiál je vyjádřena jako [19]:

$$W = C_1(\bar{I}_1 - 3) \quad (8.5)$$

Pro stlačitelný materiál poté jako:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (8.6)$$

Kde

$$C_{10} = \frac{G}{2} = \frac{\mu}{2} \quad (8.7)$$

Přičemž počáteční tuhost materiálu lze získat jako:

$$E_0 = 3G_0 = 6C_{10} \quad (8.8)$$

Tabulka 4 – Popis znaků použitých v rovnici (8.5, 8.6, 8.7 a 8.8)

C_{10}	Materiálový parametr
D_1	Parametr stlačitelnosti materiálu
J	Třetí invariant tenzoru deformačního gradientu
\bar{I}_1	První modifikovaný invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace
E_0	Počáteční tuhost materiálu
G, μ	Smykový modul pružnosti
W	Hustota deformační energie

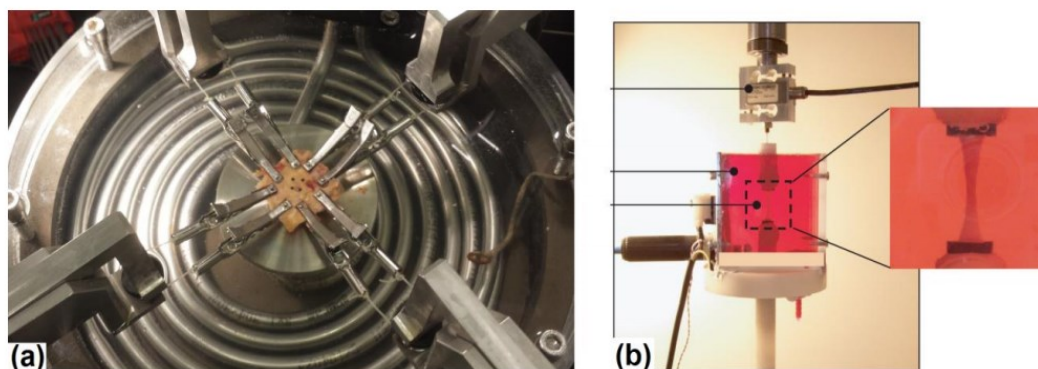
Neo-hookův model je založen na statistice termodynamiky zesíťovaných polymerních řetězců. Nejlepší využití je možné u materiálů připomínajících gumu. V určitém čase se polymerové řetězce následně napnou do svého maxima v kovalentní křížové vazbě a tím pádem způsobí výrazný nárůst tuhosti materiálu. Jediná nevýhoda tohoto modelu je nepřesnost při působení velkých napětí. Relevantnost tohoto modelu se pohybuje do 30 % ($1.3 \cdot \lambda$) protažení. [19].

9 MOŽNOSTI ZJIŠŤOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ TEPEN

Tato bakalářská práce se zabývá experimentálním stanovením materiálového parametru prasečí aorty. Prasečí aorta je jedna z nejbližších dostupných tepen, jež se svými vlastnostmi podobá lidským tepnám. Další téma této práce jsou testovací zkoušky, kterými lze stanovit materiálové parametry konstitutivního modelu charakterizující mechanickou odezvu tepny.

9.1 Typy zkoušek

Experimentální zkoušky lze rozdělit dle typu a smyslu zatížení. Primárně se zkoušky dělí na 1D, 2D a objemové, přičemž 1D (uniaxiální) zkoušky mohou být tahové [20] anebo tlakové. Při jednoosých tahových zkouškách dochází k jednoosé napjatosti, avšak tříosé deformaci. Dvouosé zkoušky lze rozdělit na equibiaxiální [20] a biaxiální zkoušku, přičemž u equibiaxiální zkoušky dochází k stejnému zatížení v obou směrech zatížení (viz obrázek č.16 a). Naopak u biaxiální zkoušky, dochází k zatížení, jež se v jednotlivých směrech liší (ale není svázané). Vzorky vstupující do 2D zkoušky mají půdorysný tvar čtverce či kruhu. Vzorky vstupující do 1D tahové zkoušky mají tvar obdélníku nebo tzv. dog bone. Tvar se odvíjí podle toho, jaké vlastnosti materiálu budou zkoušeny (viz obrázek č.16 b). V této bakalářské práci je použita 1D komprese na stanovení počáteční tuhosti prasečí aorty, přičemž vzorky, jež jsou použity pro tento experiment, mají půdorysný tvar čtverce 30x30mm a 20x20mm. Pro zjištění objemových vlastností je použita zkouška objemové stlačitelnosti. Dále lze dělit zkoušky podle typu zatížení. Konkrétně se experimenty dělí na deformačně řízené zkoušky a silově řízené zkoušky, přičemž při deformačně řízených zkouškách řídíme posuv a při silových zkouškách řídíme zatížení a vyvolané napětí.[20, 21]



Obrázek 16 - Ukázka biaxiální (a) a uniaxiální (b) tahové zkoušky, převzato z [49]

10 REŠERŠE

Jeden z bodů k vypracování této bakalářské práce je rešeršní studie zabývající se mechanickými vlastnostmi aorty a způsobu jejich měření. Animální modely jsou v biomedicinském výzkumu nesmírně důležité jak pro pochopení patofyziologie, tak pro vývoj terapeutických intervencí. Například pro arteriální onemocnění existují dobře zavedené zvířecí modely. Při používání zvířecích modelů však mohou nastat problémy, jelikož v mnoha případech nedokáží plně nahradit ty lidské při složitosti některých onemocnění. Může existovat relativně špatná prediktivní schopnost spojená s translací ze studií na zvířatech na studie u lidí, jež vede ve vysoké míře k předčasnému ukončení studie. Lidská tkáň je proto přitažlivou alternativou k zvířecím modelům, ale získání vhodných lidských vzorků a vhodných kontrolních tkání je bohužel náročné. I přes tyto nepřesnosti, je v této bakalářské práci použita zvířecí tkáň, přesněji řečeno prasečí. [22]

10.1 Vliv zmražení vzorku na výsledky

Dle [23] je jedna z nejdostupnějších technik uchovávání vzorků jak v klinické, tak neklinické aplikaci zmrazení tkáně na teplotu $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Ve studii [24] poukazují na to, že zmrazení, bez ohledu na teplotu, vyvolává tvorbu ledových krystalů v extracelulární matrici, což může vést k vytvoření intracelulárního ledu a buněčné dehydrataci. I když tyto změny po zmrazení tkáně jsou na mikrostrukturní úrovni, je pouze malá shoda ohledně změn mechanických vlastností tkání. Dále ve studii [23] zmrazovali vzorky v izotonickém solném roztoku na teplotu $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ na dobu 1 den, 1 týden, 1 měsíc, 6 měsíců a jeden rok. Vzorky následně měřili biaxiální tahovou zkouškou, přičemž každý vzorek poté postupně rozmrazovali působením tepla o $4\text{ }^{\circ}\text{C}$ po dobu 1 h a dále jej ponořili na 30 min do solného roztoku o teplotě $37\text{ }^{\circ}\text{C}$. Výsledkem této studie je měření tloušťky, váhy a biomechanických vlastností před a po zmrazení. Průměrná tloušťka vzorků byla po zamrznutí zvýšena, avšak autoři tento svůj výsledek zpochybňují kvůli použití mikrometru jakožto měřicího nástroje. Zpochybnění pramení z nekonzistence tlaku na jednotlivé vzorky, a tudíž je tady velká pravděpodobnost dostat menší tloušťku u vzorku, jež stlačíme více. Váha vzorků byla průměrně zvýšena o 7,68 % u vzorků zmrazených po dobu 1 týden, 1 měsíc a 6 měsíců. Výsledky této studie obecně naznačují, že neexistuje žádný významný rozdíl mezi LSM (Low stretch modulus) a HSM (High stretch modulus) tkáně prasečí aorty před a po zmrazení na $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a jejich ovlivnění podle doby skladování. Další studie [25] se zabývá různými teplotami zmražení vzorků, přičemž testovací subjekt je biaxiální tahová vlastnost tkáně. Teploty skladování jsou $4\text{ }^{\circ}\text{C}$, $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$. Délka skladování buď 48 hodin, 1 týden nebo 3 týdny. K dočasnému uchování tkáně bylo zvoleno Lactated Ringerovo řešení (směs chloridu sodného, laktátu sodného, chloridu draselného a chloridu vápenatého ve vodě [26]), jelikož je izotonické s krví a běžně se užívá k dočasnému uchování tkáně. Na obrázku č.17 níže jsou zpracovány výsledky měření, přičemž písmeno L (Longitude) odpovídá podélnému zatížení a písmeno C (Circumference) obvodovému. U zmrazených vzorků není pozorován žádný jasný trend, anebo nalezení nějaké výrazné změny oproti počátečním hodnotám. Tudíž lze dedukovat, že zmrazení vzorků před testem nemá výrazný vliv na výsledky experimentu.

TABLE 1
Slopes of Initial Region in Arteries with 4°C, -20°C, and -80°C Storage

Artery group			Fresh slope (kPa)	Stored slope (kPa)	Significance
4°C	48 h	L	149.7 ± 19.7	103.4 ± 13.2	yes
		C	197.1 ± 55.3	171.4 ± 51.0	yes
-20°C	48 h	L	114.8 ± 21.6	85.5 ± 11.4	yes
		C	166.6 ± 22.8	162.9 ± 21.1	no
	1 wk	L	119.5 ± 18.2	94.7 ± 6.8	yes
		C	177.3 ± 43.6	185.7 ± 5.8	no
-80°C	3 wk	L	101.0 ± 21.3	91.6 ± 18.7	no
		C	196.9 ± 17.1	180.1 ± 26.8	no
	48 h	L	132.7 ± 41.1	123.3 ± 14.9	no
		C	188.2 ± 48.0	234.8 ± 29.2	yes
	1 wk	L	137.2 ± 19.0	118.1 ± 6.3	yes
		C	195.0 ± 54.3	219.1 ± 34.0	no
	3 wk	L	135.5 ± 35.1	132.3 ± 29.7	no
		C	200.6 ± 58.5	257.5 ± 50.6	yes

L and C refer to the longitude and circumference directions, respectively.

$P < 0.05$.

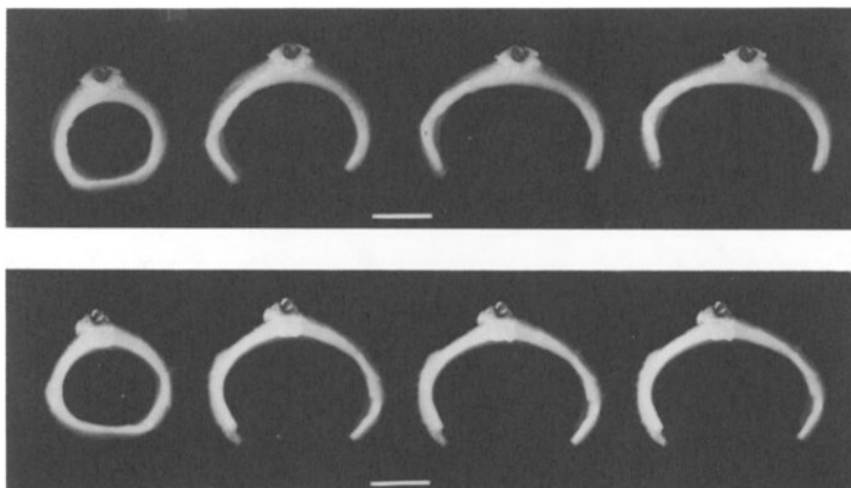
Obrázek 17 - Výsledky měření zmrazených vzorků, převzato z [25]

10.2 Uchovávání vzorků

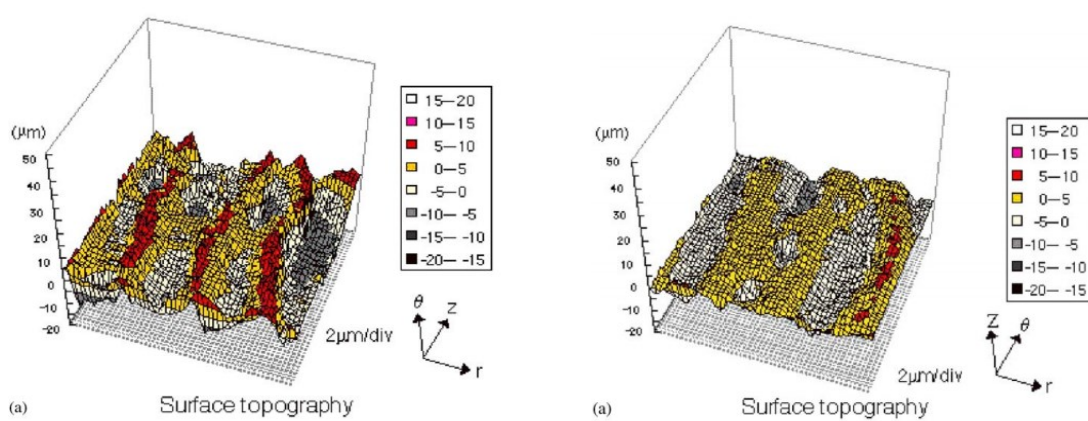
Způsob uchovávání a zpracovávání vzorků je velmi významná část experimentu. Při špatném zacházení lze dostat naprosto mylné výsledky. Za správně provedený test je považován ten, jež dokáže co nejlépe simulovat prostředí lidského těla v daných podmínkách. Po vyjmutí aorty z těla jsou nejčastěji vzorky zmrazovány do doby, než se použijí pro měření. V experimentu prováděném v [27] po očištění aort jsou vzorky zmrazeny na -18 °C do chvíle než nastane čas testu. Po rozmrazení je vzorek uchováván v 0,9% roztoku NaCl ve 4 °C. Jeden z nejpoužívanějších způsobů nakládání se vzorky je po rozmrazení uchovávat, až do prováděného experimentu, v 37 °C ve slané roztoku, jak bylo provedeno v [7, 28–30]. Výše zmíněný slaný roztok při teplotě 37 °C je nejvhodnější, jelikož nejlépe simuluje teplotu a prostředí, při kterém aorta běžně funguje v těle.

10.3 Zbytková napětí po rozříznutí aorty

Jako referenční stav krevních cév lze považovat nezatíženou trubici, ve které je tlak všude nulový. Jestliže je ale nezatížená céva vyříznuta z těla a poté je na ní proveden radiální řez na jedné straně, pak se stěna cévy otevře, avšak zůstane ve tvaru připomínajícímu písmeno C (viz obrázek níže č.18). Tento jev, při kterém se vyříznutý vzorek nerozevře úplně dokazuje přítomnost zbytkových napětí. Avšak zbytková napětí lze také najít v axiálním směru (topografie povrchu je na obrázku č.19 níže). Dle stáří subjektu, ze kterého je testovaný vzorek, se mohou hodnoty předpětí lišit. V nelineárním systému, jako je tepna, kde vztah mezi namáháním a napětím je nelineární a jehož deformace je tak velká, že vztah přímého posunutí je také nelineární, nelze aplikovat princip superpozice. Musí být provedena analýza dodatečných napětí vzniklých v důsledku vnějšího zatížení, tudíž jsou brána v potaz zbytková napětí. [31, 32]



Obrázek 18 - Hrudní aorta kočky před a po radiálním řezu v čase, převzato z [50]

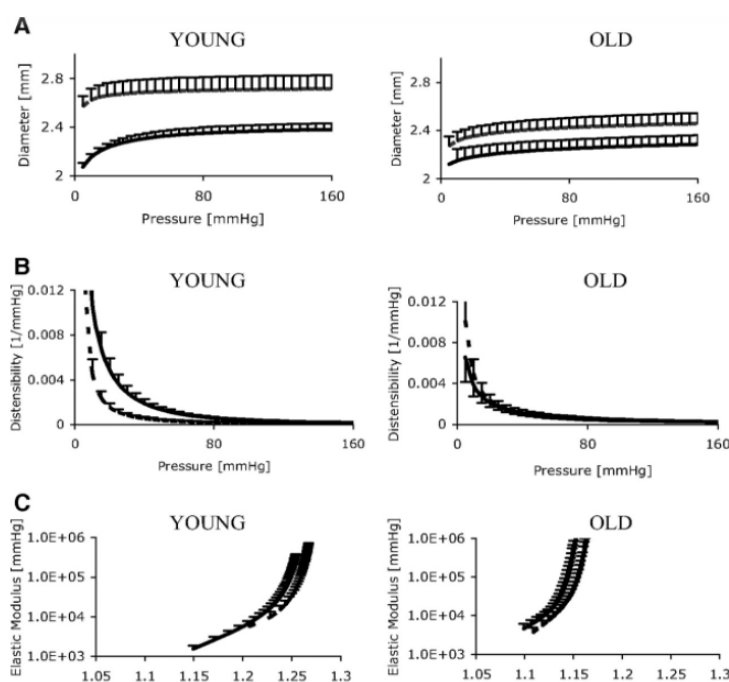


Obrázek 19 - Topografie povrchu vzorku vyříznutém z aorty v (a) axiálním a (b) radiálním směru, převzato z [32]

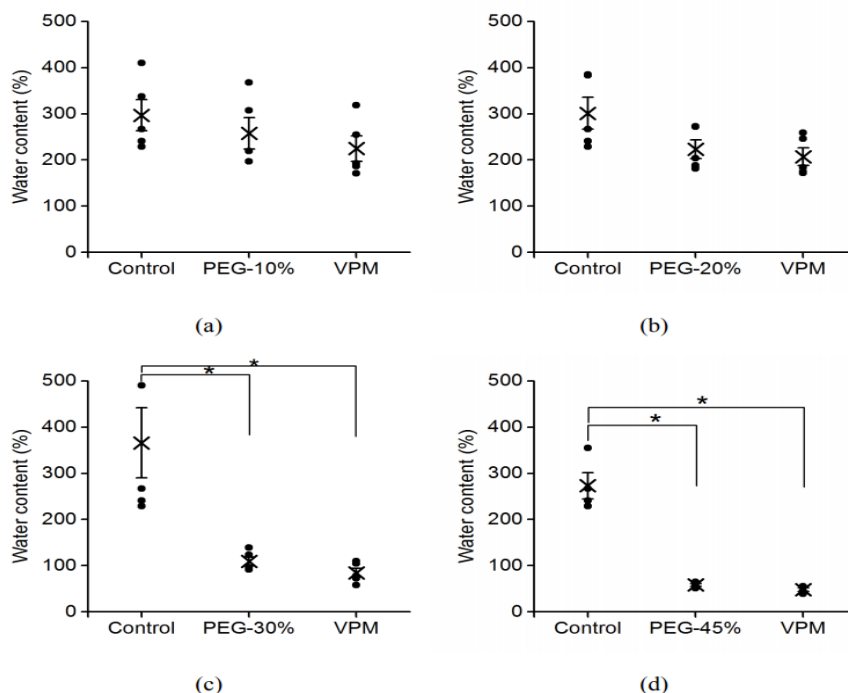
10.4 Změna vlastností elastinu vlivem teploty a hydratace

Elastin je naprosto nezbytná látka pro zajišťování pružnosti orgánů a tkání. Za fyziologických podmínek je elastin zvláštním elastomerem ve smyslu potřeby vody pro udržení své odolnosti. V hydratovaném elastinu jsou klasifikovány tři druhy vod dle studie [33]. Test byl prováděn pomocí NMR (nuclear magnetic resonance). Prvním druhem je intrafibrální voda, jež přímo interaguje s molekulami elastinu a má vliv na jejich plastifikaci. Extrafibrální voda, jež je druhý druh vody v elastinu, se nachází okolo a mezi elastinovými vlákny. Poslední druh vody je objemová voda, jež je označována jako volná intersticiální voda. Stárnutí a nemoci jsou často doprovázeny ztrátou vody v měkké biologické tkáni. Tuhnutí arteriální stěny s věkem může být částečně zapříčiněno ztrátou vody v elastinu, jelikož 10 % úbytek vody v elastinu zapříčiňuje právě tuhnutí dle [34]. Ve studii [35] namočili vzorky arteriálního elastinu do roztoku polyethylenglykolu (PEG) anebo použili metodu ošetření v plynné fázi (VPM). Na obrázku č.19 níže lze vidět obsah vody podle způsobu ošetření vzorku. [35]

Dle [36] stárnutí ovlivňuje strukturní morfologii a mechanické vlastnosti tepen. Strukturální morfologie elastinu se mění ze sítě vláken orientovaných primárně v obvodovém směru na heterogenněji orientovanou síť vláken, zejména pak v tunice intimě. Elastin stárnutím ztrácí funkci v mozkových tepnách, jež vede k tuhnutí tepen. Plošný podíl elastinu zůstává poměrně konstantní. Ztráta funkčnosti může tedy být přičítána i fragmentaci a reorganizaci elastinu, ke které dochází s přibývajícím věkem (rozdíly vlastností elastinu v závislosti na věku lze vidět na obrázku č.21 níže).[36]



Obrázek 20 - Rozdíly mezi mladým a starým elastinem, převzato z [36]

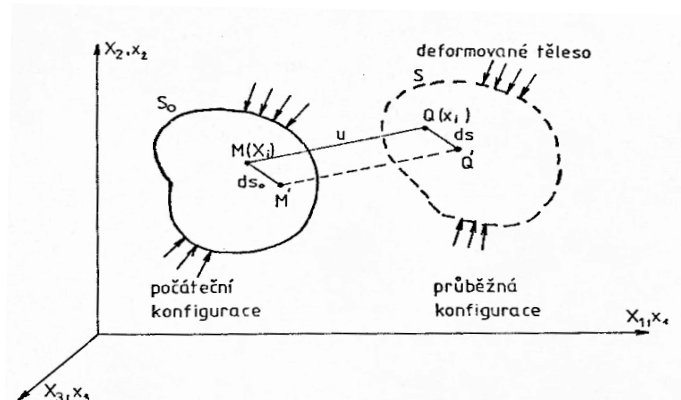


Obrázek 21 - Obsah vody v kontrolním, PEG a VPM ošetřeném vzorku. Převzato z [35]

10.5 Konečné deformace

Dalším z témat je mechanická odezva arteriální stěny, konkrétně změna tloušťky vlivem zatížení. Stěna aorty stejně jako u pryže či elastomerů podléhá velkým (konečným) deformacím při kterých již není možné zanedbávat kvadratický člen. Toto je významný rozdíl oproti dosavadnímu studiu oceli, kde dochází v lineární oblasti k malým deformacím, a tudíž je možno zanedbat kvadratický člen. V následujícím odstavci bude představeno odvození konečných deformací.[4]

Jestliže je známa poloha jakéhokoliv bodu tělesa vzhledem k jeho referenčnímu stavu, pak lze popsat deformace tohoto tělesa. Necht' je v počáteční konfiguraci zavedena pravoúhlá kartézská soustava souřadnic, přičemž každá hmotnostní částice je určena třemi souřadnicemi.[4]



Obrázek 22 - Těleso v referenčním stavu (plná čára) je deformované do tvaru vyznačeného čárkovaně. Převzato z [4]

10.5.1 Odvození deformační energie

Pro libovolný bod tělesa platí vztah:

$$x_i = x_i(X_1, X_2, X_3), \quad i = 1, 2, 3 \quad (10.1)$$

K tomu inverzní vztah:

$$X_i = X_i(x_1, x_2, x_3), \quad i = 1, 2, 3 \quad (10.2)$$

V deformovaném tělese jsou souřadnice kartézského systému $x_i + dx_i$. V počáteční konfiguraci je poloha znázorněna souřadnicemi X_1, X_2, X_3 .

Zavedení posuv částice \vec{u} :

$$x_i = X_i + u_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (10.3)$$

Vyjádření míru vzdálenosti mezi dvěma body QQ' :

$$ds^2 = dx_1^2 + dx_2^2 + dx_3^2 = \sum_{i=1}^3 dx_i dx_i = \delta_{ij} dx_i dx_j \quad (10.4)$$

Projekce úsečky $\overline{QQ'}$ (obrázek č.20 výše) do tří souřadných os je znázorněna dx_i a délku této úsečky je možno znázornit jako ds . Další symbol je Kroneckerova delta δ_{ij} (její hodnota je 1 v případě, že $i = j$).

V počáteční konfiguraci:

$$ds_0^2 = \delta_{ij} dX_i dX_j, \quad (10.5)$$

A tedy:

$$ds^2 - ds_0^2 = \delta_{ij} (dx_i dx_j - dX_i dX_j), \quad (10.6)$$

Z rovnice (10.1) a (10.2) poté vyplývá:

$$dx_i = \frac{\partial x_i}{\partial X_k} dX_k, \quad dX_i = \frac{\partial X_i}{\partial x_k} dx_k, \quad (10.7)$$

$\partial x_i / \partial X_k$ jsou prvky matice gradientu deformace, dosazením (10.6) do (10.7) dostáváme závislost:

$$ds^2 - ds_0^2 = \left(\frac{\partial x_i}{\partial X_l} \frac{\partial x_i}{\partial X_k} - \delta_{lk} \right) dX_l dX_k, \quad (10.8)$$

$$ds^2 - ds_0^2 = \left(\delta_{lk} - \frac{\partial X_i}{\partial x_l} \frac{\partial X_i}{\partial x_k} \right) dx_l dx_k, \quad (10.9)$$

Rovnice (10.8) a (10.9) lze přepsat jako:

$$ds^2 - ds_0^2 = 2E_{ij} dX_i dX_j = 2e_{ij} dx_i dx_j, \quad (10.10)$$

Green-Lagrangeův tenzor deformace:

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial x_k}{\partial X_i} \frac{\partial x_k}{\partial X_j} - \delta_{ij} \right) = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \right), \quad (10.11)$$

Proměna původní (nezatížené) geometrie vůči současné zatížené (deformované) geometrii tělesa lze zapsat pomocí tenzoru deformačního gradientu, jehož úplný maticový zápis v obecném souřadnicovém systému je:

$$\mathbf{F} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (10.12)$$

V případě odseparování rotace z tenzoru deformačního gradientu zůstane na diagonále pouze hlavní poměrné přetvoření, jehož obecný zápis zní:

$$\lambda_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \quad (10.13)$$

Odvození převzato z [4, 18].

Pomocí tenzoru deformačního gradientu lze vyjádřit požadované tenzory deformace, jež jsou důležité pro stanovení hustoty deformační energie a následného výpočtu napětí vzniklého v hyperelastickém materiálu.[18]

Levý Cauchy-Greenův tenzor deformace

$$\mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T \quad (10.14)$$

Pravý Cauchy-Greenův tenzor deformace

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T\mathbf{F} \quad (10.15)$$

10.5.2 Invarianty tenzorů přetvoření

Jsou vlastnosti tenzorů nezávislé na rotaci. Jelikož jsou známy tři hlavní napětí, tak stejným způsobem z tří hlavních os lze získat tři poměrné prodloužení $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$. Tři invarianty charakteristických rovnic jsou analogické (J-celkový objemový poměr).[18]

Invarianty pro Pravý Cauchyho-Greenův tenzor deformace, pro hlavní směry přetvoření (tahová zkouška):

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (10.16)$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (10.17)$$

$$I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_3^2\lambda_1^2 \quad (10.18)$$

$$I_3 = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 = J^2 \quad (10.19)$$

Jakobián J definuje objemovou změnu materiálu, přičemž pro nestlačitelné materiály je roven 1.

10.5.3 Tenzory napjatosti

V konečných deformacích na rozdíl od malých deformací záleží na změně průřezu při zatížení tělesa.

1. Piola-Kirchhoffův tenzor napjatosti FPK (Inženýrské)

$$P_i = \frac{dF_i}{dX_j dX_k} \quad (10.20)$$

Aktuální síla vztažená na nedeformovaný průřez.

Tento tenzor napjatosti se používá výlučně pro popis experimentů, jak kovů, tak pryží. Proto je tento tenzor použit pro zpracování vzorku viz kapitola 12.

2. Piola-Kirchhoffův tenzor napjatosti

$$S_i = \frac{dF_{0i}}{dX_j dX_k} = \frac{\frac{\partial X_i}{\partial x_i} dF_i}{dX_j dX_k} \quad (10.21)$$

Aktuální síla násobená poměrem nedeformovaného rozměru ku deformovanému rozměru, následně celá podělená nedeformovaným průřezem.

Tento tenzor napjatosti nemá fyzikální význam, avšak je důležitý pro výpočet hustoty deformační energie, jelikož je energeticky konjugovaný s Green-Lagrangeovým tenzorem deformace a Pravým Cauchy-Greenovým tenzorem protažení.[18]

Cauchyho tenzor napětí (Skutečné)

$$\sigma_i = \frac{dF_i}{dx_j dx_k} \quad (10.22)$$

Aktuální síla vztažená k aktuálnímu průřezu.

Energeticky konjugované tenzory

Jak již bylo zmíněno výše napětí i deformaci tělesa lze interpretovat různými vztahy, přičemž je důležité, aby energie napjatosti byla nezávislá na výběrech tenzorů deformace a napjatosti tzv. Energeticky konjugované tenzory.[18]

Mezi energeticky konjugované tenzory patří:

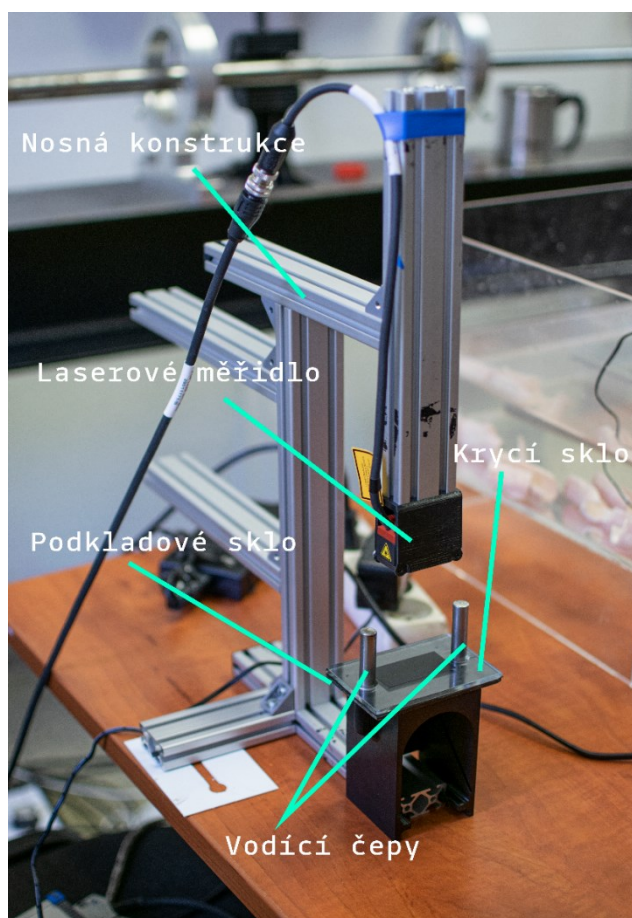
Pravý tenzor Cauchy-Greenův tenzor deformace C s 2. Piola-Kirchhoffovým tenzorem napětí S

11 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

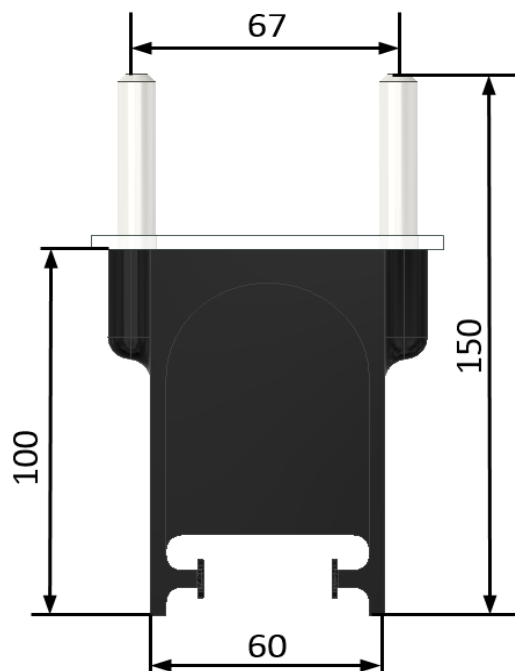
Před samotným měřením změny tloušťky prasečí aorty vlivem radiálního zatížení bylo potřeba sestavit měřicí zařízení zachycující deformaci stěny aorty. Toto zařízení bylo sestaveno pod vedením mého vedoucího práce, tak aby nedocházelo k nežádoucím jevům během měření. Vzhledem k tomu, že pro měření změny tloušťky byl použit citlivý Laserový měřák (kapitola 11.2), bylo potřeba zajistit dostatečné připevnění, respektive zafixování polohy stojanu s laserem vůči podkladnímu přípravku, na kterém byl umístěn vzorek aorty.

11.1 Experimentální sestava

Experimentální stroj byl sestaven ze stojanu Laserového senzoru, nosné konstrukce, podkladního skla, krycího skla, závaží a vodících čepů minimalizující změnu polohu zatížení během experimentu. Podkladní přípravek byl zhotoven pomocí 3D tiskárny, kde síla svislé (nosné) stěny je 4 mm z důvodů zvýšení tuhosti soustavy. Nosná konstrukce držící laserový senzor je tvořena z hliníkových profilů opatřených drážkami tvaru T zajišťující snadnou složitelnost. Tloušťka podkladního skla je 4 mm. Takto navržené testovací zařízení má řádově vyšší tuhost než zkušební vzorek, čímž bylo zamezeno zkreslení výsledků vlivem deformace členů sestavy. Závaží bylo tvořené 28 samostatnými plechy o tloušťkách 1 mm, 2 mm a 5 mm, přičemž celkové zatížení dávalo dohromady váhu (včetně krycího skla) 2798,78 g. Složení a základní rozměry sestavy experimentálního přístroje lze vidět na obrázku č. 23, 24.



Obrázek 23 – Popis hlavních částí měřicího stroje



Obrázek 24 - Zakótované schéma podkladního přípravku

11.2 Laserové měřidlo OptoNCDT

Pro měření změny tloušťky vzorku bylo použito laserové měřidlo optoNCDT 1420-50 od firmy Micro-Epsilon. Výše zmíněné měřidlo (vyobrazené na obrázku č. 25) promítá červený bod světla na povrch měřené součásti a následně se tento signál zpracovává pomocí optické triangulace. „Difúzní část odrazu světelného bodu je přijímacím optickým prvkem, který je umístěn v určitém úhlu k optické ose laserového paprsku, zobrazen na pozici určujícím prvku (CMOS), a to v závislosti na vzdálenosti. Na základě výstupního signálu prvku CMOS procesor signálu v senzoru vypočítá vzdálenost mezi světelným bodem na měřeném předmětu a senzorem. Tato vzdálenost je linearizována a poté sdělena prostřednictvím analogového rozhraní nebo rozhraní RS422.“ Technické specifikace tohoto měřidla jsou uvedeny níže v tabulce č.5. V případě, že se měřící objekt nachází na konci měřícího rozsahu (85 mm od čela laseru), je jeho poloha určena jako 50 mm, a naopak když se měřené těleso nachází 35 mm od čela laseru (začátek měřícího rozsahu), pak je jeho poloha určena jako 0 mm. [37]



Obrázek 25 – Detail laserového senzoru optoNCDT 1420-50

Tabulka 5 – Technické specifikace laserového měřidla

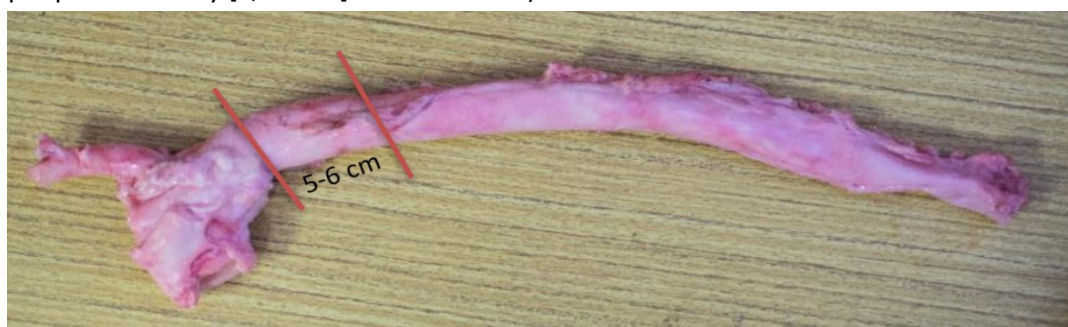
Druh technické specifikace	Hodnota
Měřicí rozsah	50 mm
Začátek měřicího rozsahu	35 mm
Střed měřicího rozsahu	60 mm
Konec měřicího rozsahu	85 mm
Linearita	$40...50 \mu\text{m} \leq 0,08 - 0,1 \% \text{ FSO}$
Reprodukovatelnost	2 μm
Rychlost měření	0,25 kHz / 0,5 kHz / 1 kHz / 2 kHz / 4 kHz
Světelný zdroj	Polovodičový laser, výkon < 1 mW, 670 nm (červený)
Povolené okolní světlo	10 000 luxů
Provozní teplota	0...+50 °C (bez kondenzace)

11.3 Metodologie přípravy vzorků

Pro zajištění statisticky významného výsledku bylo potřeba provést měření na 10 vzorcích prasečí aortální tkáně. Prasečí aorty byly získány z místních jatek. Stáří prasat v době porážky bylo okolo 6 měsíců, přičemž váha poražených prasat se pohybovala v rozmezí 105-115 kg. Po vyjmutí byly aorty zmrazeny na -18 °C a v hluboce zamraženém stavu byly převezeny do laboratoře, kde byly uchovávány až do dne rozmrazení v mrazícím zařízení při -18 °C.

11.3.1 Příprava vzorků

Z mrazícího zařízení bylo vyjmuto 10 prasečích aort 16 h před začátkem měření, jež byly následně pozvolna rozmrazovány za teploty 5 °C. Po úplném rozmrazení (16 h) byla z každé aorty za pomoci chirurgických nůžek vyjmuta horní část sestupné hrudní aorty o délce cca 5-6 cm (viz obrázek č.26). Výseková oblast byla vybrána tak, aby neobsahovala žádné odbočující tepny zásobující oblast okolo páteře. Každý vzorek byl axiálně rozstříhnut tak, aby vytvořil obdélníkové tvary. Po axiálním rozstřížení došlo k typickému rozevření dokazující existenci zbytkových napětí (viz kapitola 10.3 a obrázek č.27). Následně byly vzorky očištěny a odříznuty byly také nechtěné volné části tkáně (jelikož Tunica Adventitia plynule přechází do dalších tkání) a tuky, jež se nepodílí na mechanické odezvě tepny. Následně byly tkáně přesunuty do nádoby s 0,9 % NaCl roztokem o teplotě 37 °C. V tomto roztoku zůstaly do té doby, než proběhlo měření. Jak je již zmíněno dříve v rešerši, tak právě uložení tkáně do tohoto roztoku o zmíněné teplotě dokáže nejlépe simulovat prostředí v lidském těle. Zároveň nedojde k dehydrataci, která má za následek změny mechanických vlastností tkáně a připouští možnost velké nepřesnosti měření. Nádoba s roztokem byla opatřena teploměrem napojeným na ohřívací tyč (viz obrázek č.28), jež zajistila udržení teploty 37 °C po celou dobu až do konce experimentu (viz rešeršní studie podpořena články [7, 28–30] a obrázek č.28).



Obrázek 26 – Příprava vzorků – válcový výsek 5-6 cm



Obrázek 27 – Rozstřižené aorty potvrzující přítomnost reziduálních napětí

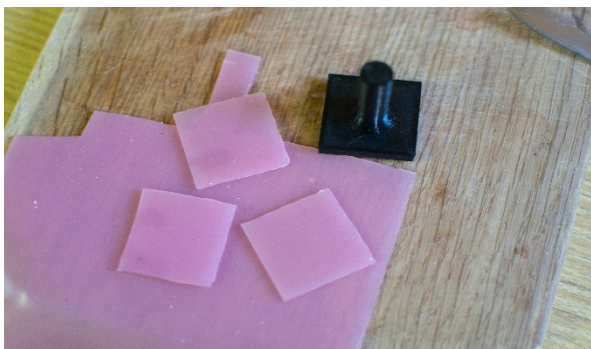


Obrázek 28 – Vzorky v roztoku NaCl

Měření radiální tuhosti probíhalo ve dvou po sobě jdoucích částech. V první části před samotnou tlakovou zkouškou bylo potřeba ořezat vzorky na rozměry 30x30 mm, a to za pomoci šablony a skalpelu. Po skončení tlakové zkoušky byly vzorky 30x30 mm namočený zpátky do 0,9 % roztoku NaCl o teplotě 37 °C, aby došlo k jejich úplné relaxaci. Měření takto pokračovalo pro zbylých 9 vzorků čímž se ukončila první část experimentu. Počátkem druhé části experimentu byly vzorky 30x30 mm vyjmuty z nádoby s roztokem a ořezány na rozměr 20x20 mm. Každý vzorek byl označen tak, aby nemohlo dojít k záměně, a tudíž rozdílné mechanické odezvě. Tento postup (kromě namočení do 0,9 % roztoku NaCl) byl aplikován i na silikonové vzorky.



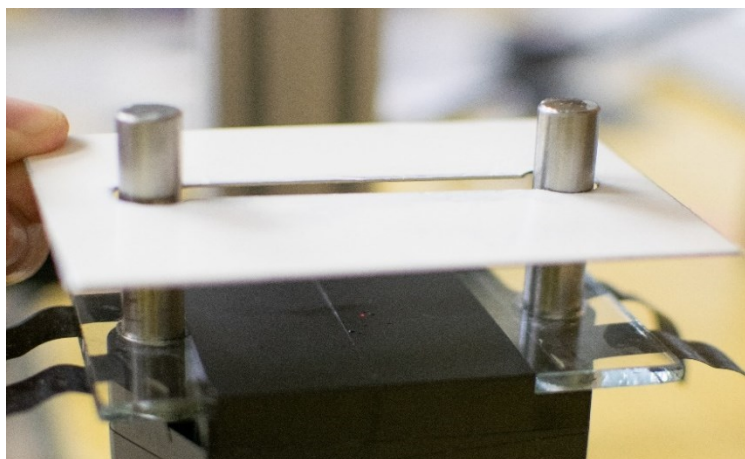
Obrázek 29- Vyříznutý vzorek aorty 30x30mm



Obrázek 30-Silikonové vzorky 30x30mm

11.4 Metodologie měření vzorků

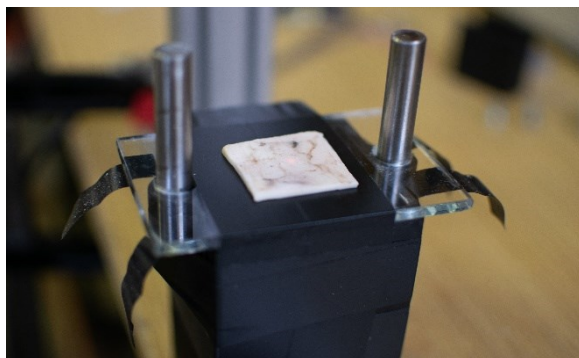
Jak bylo v předchozí kapitole zmíněno, do výsledné tlakové zkoušky byly zahrnuty dva materiály, a to sestupná část hrudní aorty prasete a silikonový vzorek. Silikonový vzorek byl zahrnut z důvodu ověření metodiky měření, kdy víme že silikon jakožto elastický izotropní materiál má lineární odezvu na zatížení [46], což je patrné z grafů č.3 a 4 vyobrazených v kapitole 12. Tímto způsobem byla validována metodika měření. Skla použitá v průběhu měření byla opatřena otvory, jež odpovídaly velikosti vodících čepů. Tudíž se tato skla dala jednoduše navléct na vodící čepy a zároveň byla polohově zafixována. Závaží, jimiž se zatěžovaly vzorky byly opatřeny otvorem ve tvaru kosti (viz obrázek č.31). Konce otvorů odpovídaly rozměrům vodících čepů a drážka, jež je spojovala byla vytvořena z důvodu použití laserového měřidla (aby mohl laser dosvítit až na krycí sklo a pod úhlem se vrátit opět zpět do snímače).



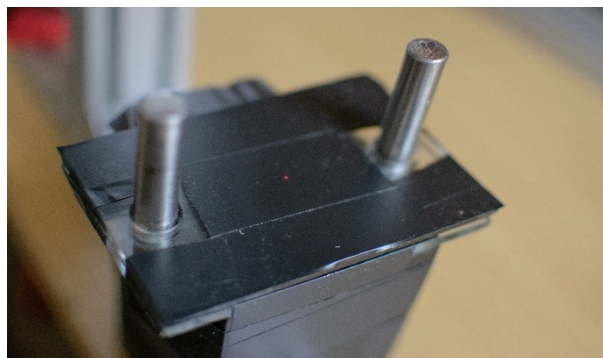
Obrázek 31-Závaží s tvarem otvoru připomínající kost

11.4.1 Umístění vzorků

Na vodící čepy na podkladní přípravek bylo umístěno podkladní sklo, v případě silikonového vzorku byl na podkladní sklo nanesen olej z důvodu snížení povrchových třecích sil způsobující soudečkování při tlakové zkoušce. Tento postup ovšem nebyl použit při tlakové zkoušce s biologickou tkání, a to z důvodu přítomnosti vody na vzorcích, díky které došlo k potřebné lubrikaci i bez oleje. Podkladní sklo bylo zafixováno černou páskou k podkladnímu přípravku (z důvodů úplného zafixování podkladního skla). Na střed podkladního skla byl umístěn vzorek (viz obrázek č.32) a následně byl zakryt krycím sklem (viz obrázek č.33), na kterém byla nalepena neprůhledná černá páska, která zajišťovala, aby laserové měřidlo odměřovalo právě vzdálenost k horní ploše krycího skla.



Obrázek 32-Vzorek aorty 30x30 na pokladním skle



Obrázek 33- Vzorek zakrytý krycím sklem polepeným černou páskou

11.4.2 Odečtení tloušťky vzorku

Tloušťka vzorku byla změřena pomocí laserového měřidla. V prvním kroku byla určena poloha vrchní plochy podkladního skla, a následovně bylo na podkladní sklo umístěno krycí sklo. Po umístění krycího skla byla určena poloha vrchní plochy tohoto skla. Výsledná tloušťka vznikla odečtením polohy horní plochy podkladního (dál od čela laseru tím pádem vyšší hodnota) a krycího skla (blíže čelu laseru tím pádem nižší hodnota).

11.4.3 Průběh měření

Jakmile byl vzorek připraven a zafixován, jak bylo zmíněno v kapitole (11.4.1), tak následovalo odměření tloušťky vzorku po zatížení krycím sklem o váze 50,31g. Následně byl vzorek zatížen předem zváženými závažími. Hmotnost jednotlivých závaží byla měřena na váze Kern&Sohn ABS320-4N, jež váží závaží do 320g s přesností na 4 desetinná místa. Každé závaží bylo popsáno hodnotou své hmotnosti, aby nedošlo k záměně. Zatěžování probíhalo ve dvou krocích. V prvním kroku bylo na vodící čepy opatrně navlečeno závaží a následně položeno na krycí sklo anebo předchozí závaží. Následovala pauza trvající deset sekund (aby tkáň anebo silikon mohla zrelaxovat) a poté proběhlo odečtení tloušťky vzorku, jež bylo následně zapsáno do tabulky v softwaru MS Excel. Tento průběh se opakoval do chvíle, než byl vzorek zatížen 28 závažími a krycím sklem o celkové hmotnosti 2798,78 g. Všechny vzorky byly zatíženy závažími pokaždé ve stejném pořadí. Zatížení bylo přepočítáno na inženýrské napětí pomocí vzorce 11.1 níže.

$$\sigma = \frac{F}{S} [MPa] \quad (11.1)$$

Kde F je znázorněno jako aktuální váha závaží na vzorku vynásobená gravitačním zrychlením ($9,81m/s^2$) a S jako plocha, což je v tomto případě rozměr daného vzorku (30x30 mm anebo 20x20 mm).

Následně byla vypočtena deformace λ_3 :

$$\lambda_3 = \left(\frac{t_i}{t_1} \right) [-] \quad (11.2)$$

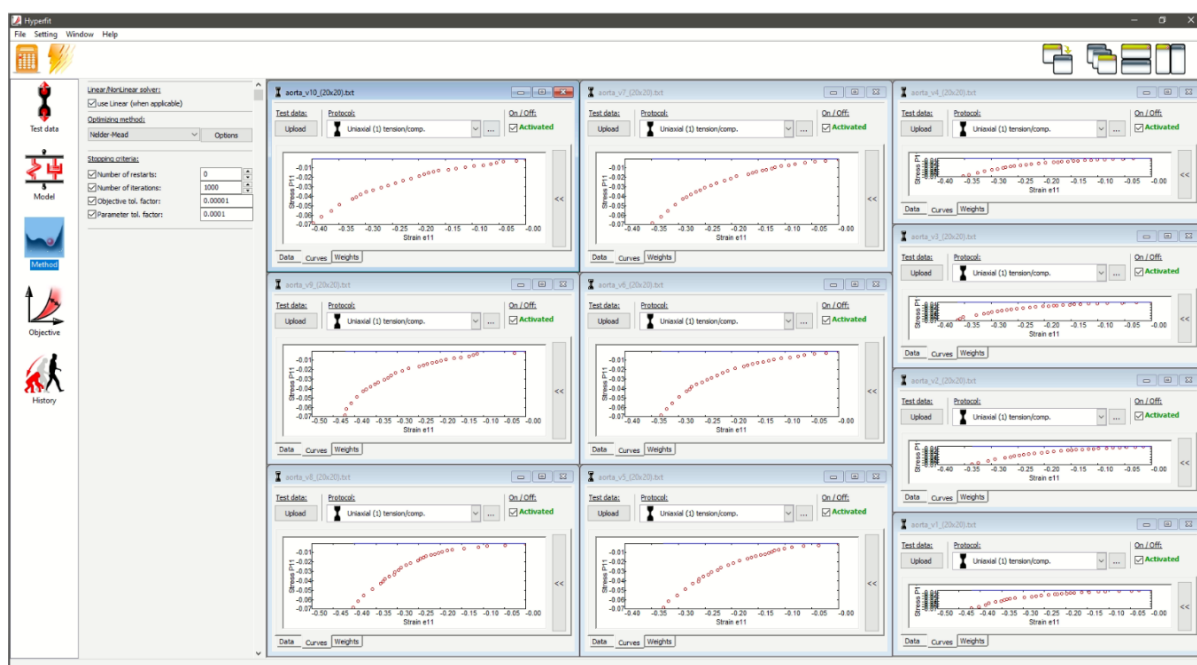
Kde t_1 znázorňuje tloušťku vzorku zatíženého pouze podkladovým sklem a hodnoty t_i následně jednotlivé tloušťky po jednotlivých zatíženích.

Z těchto naměřených hodnot byl následně vytvořen graf, jenž je následně vyobrazen v příloze C.

12 VÝSLEDKY EXPERIMENTÁLNÍHO MĚŘENÍ

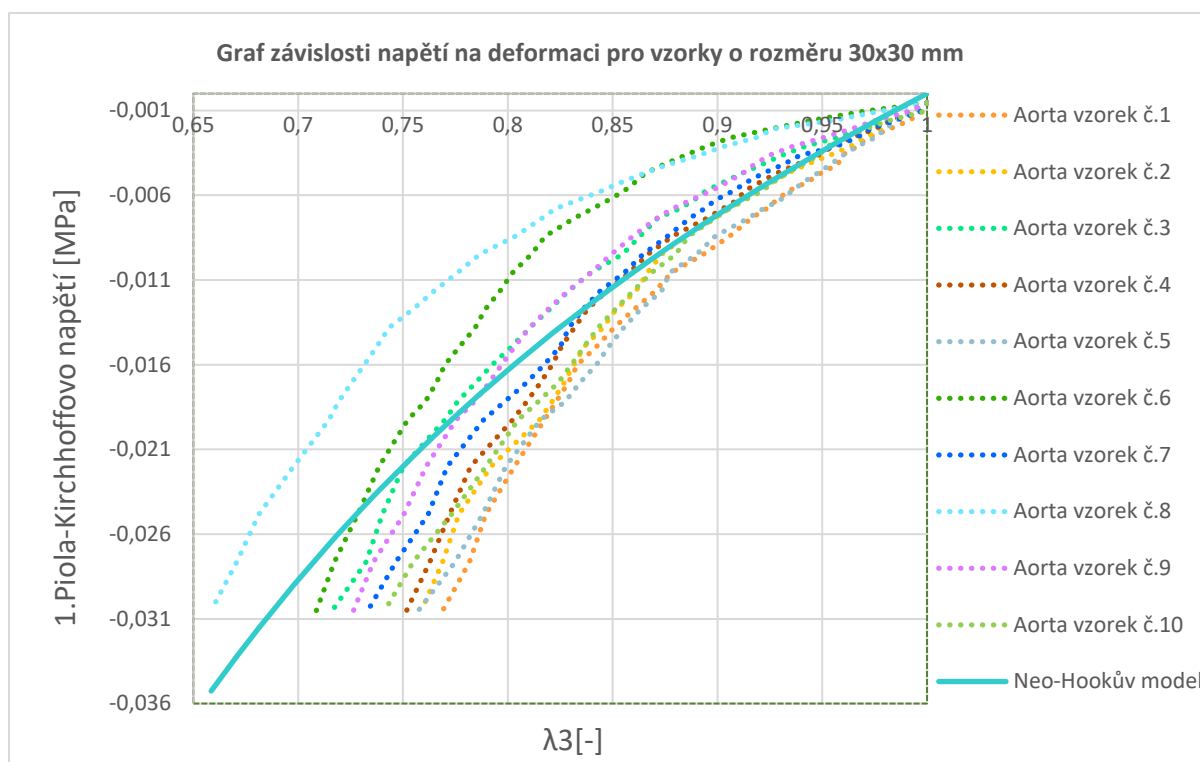
Data z experimentálního měření byla zpracována pomocí softwaru MS Excel. Pro každou část měření (30x30 a 20x20 mm) byl zpracován samostatný graf viz (příloha C). Z grafů je patrná mechanická odezva jednotlivých vzorků aortální tkáně a silikonů, přičemž lze vidět typický rozptyl odezvy biologické tkáně ukazující na nestejnorodost jednotlivých tkání [38]. Animální tkáň, na rozdíl od konvenčních materiálů (ocel), může při stejných podmínkách, ve kterých zvíře žije a za předpokladu stejné stravy mít rozdílné mechanické odezvy.

Pomocí programu Hyperfit (viz obrázek č.34), jež je určen pro fitování hyperelastických konstitutivních modelů, byl na experimentální data nafitován Neo-Hookův konstitutivní model. Pomocí tohoto modelu byla následně zjištěna počáteční tuhost C_{10} a míra kvality regresivního modelu zachycena díky koeficientu determinace R^2 (R kvadrát). Tyto data jsou zpracována v příloze A, a také ukázána v grafech 1-4, jež ukazují proložení experimentálních dat materiálovým modelem.

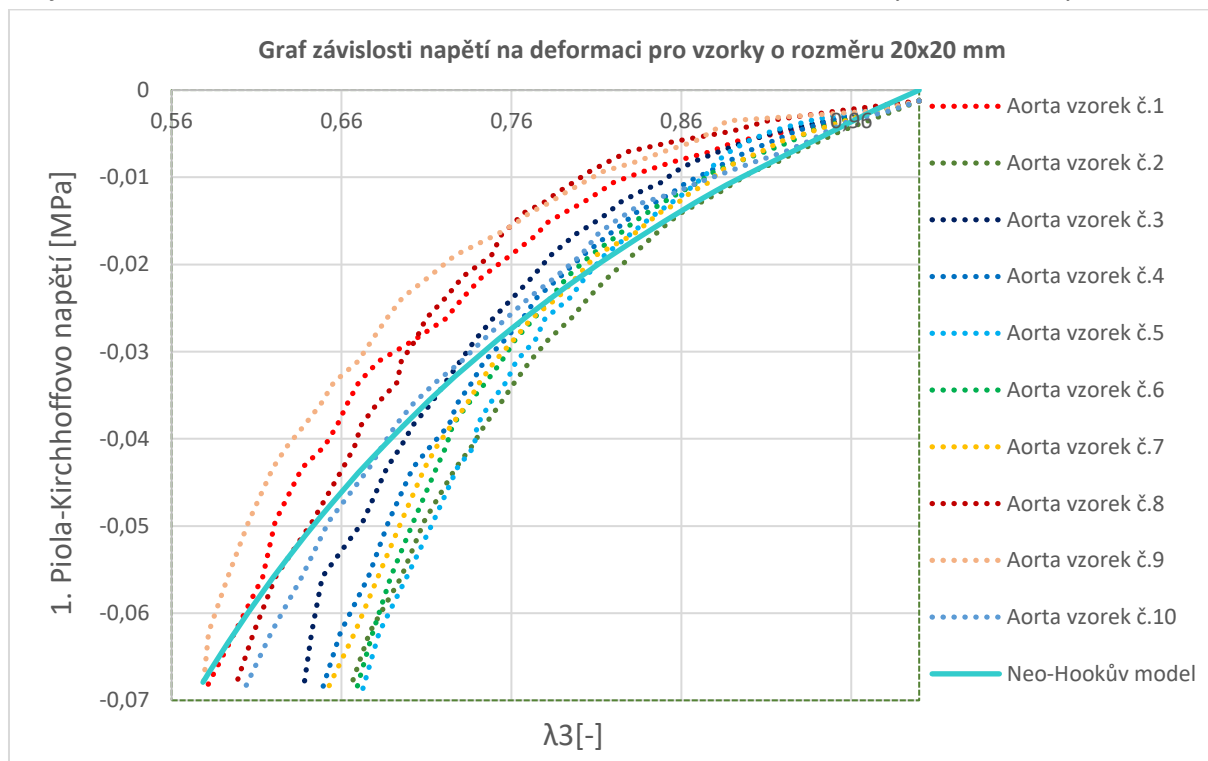


Obrázek 34-Nahraná data aortálních vzorků 20x20 mm v programu Hyperfit

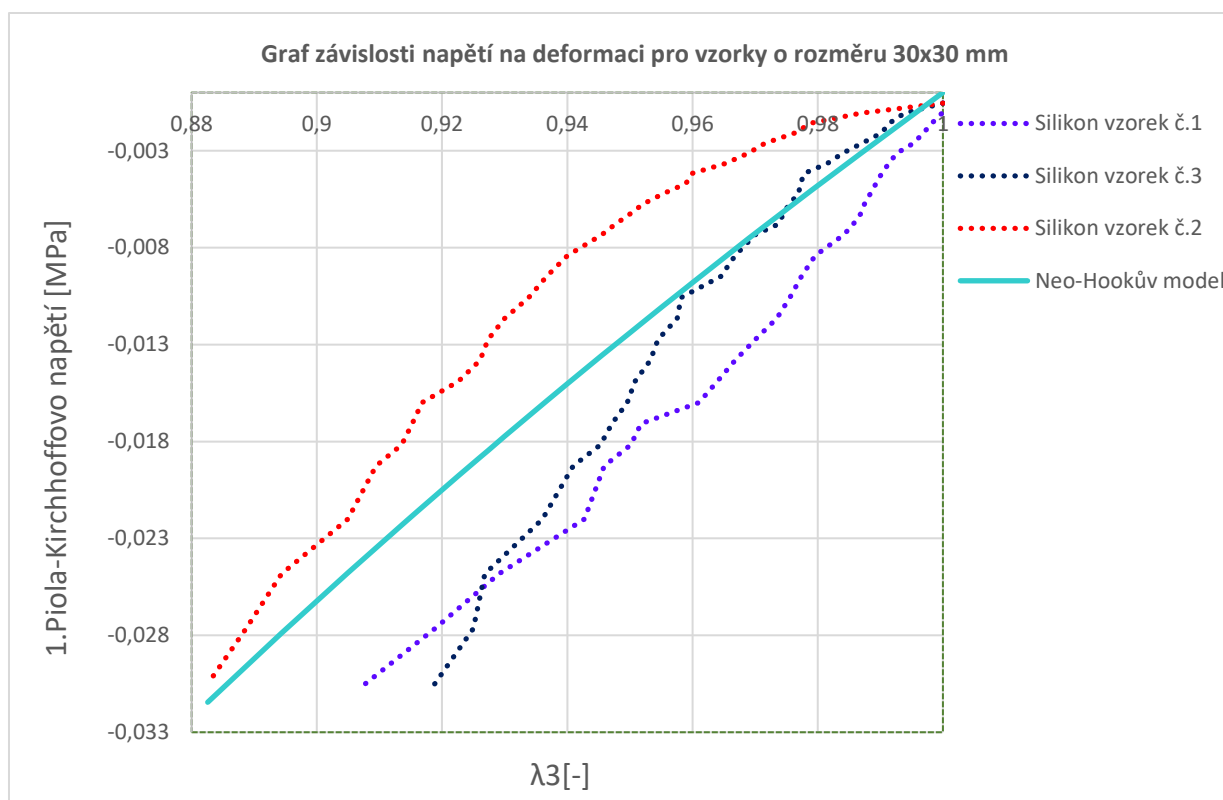
Graf 1 – Proložení dat aortálních vzorků o rozměrech 30x30 mm Neo-hookovým materiálovým modelem



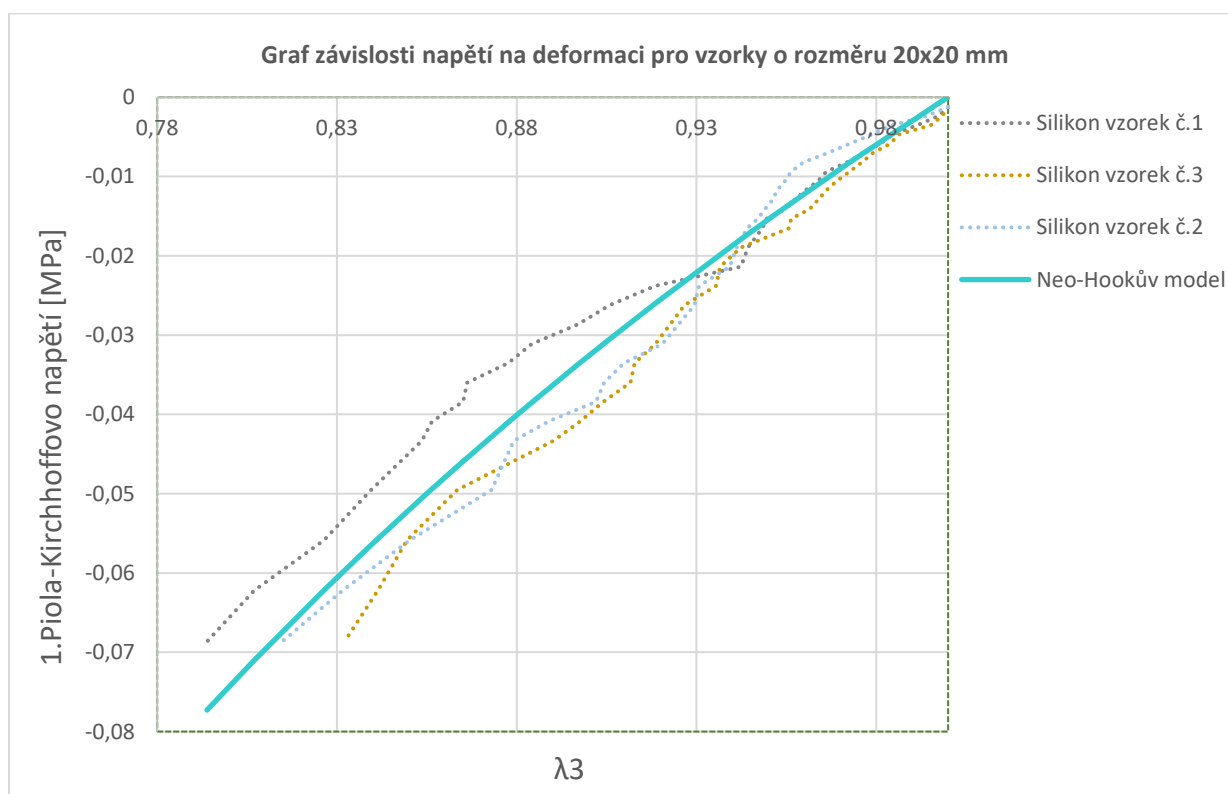
Graf 2 – Proložení dat aortálních vzorků o rozměrech 20x20 mm Neo-hookovým materiálovým modelem



Graf 3 - Proložení dat silikonových vzorků o rozměrech 30x30 mm Neo-hookovým materiálovým modelem



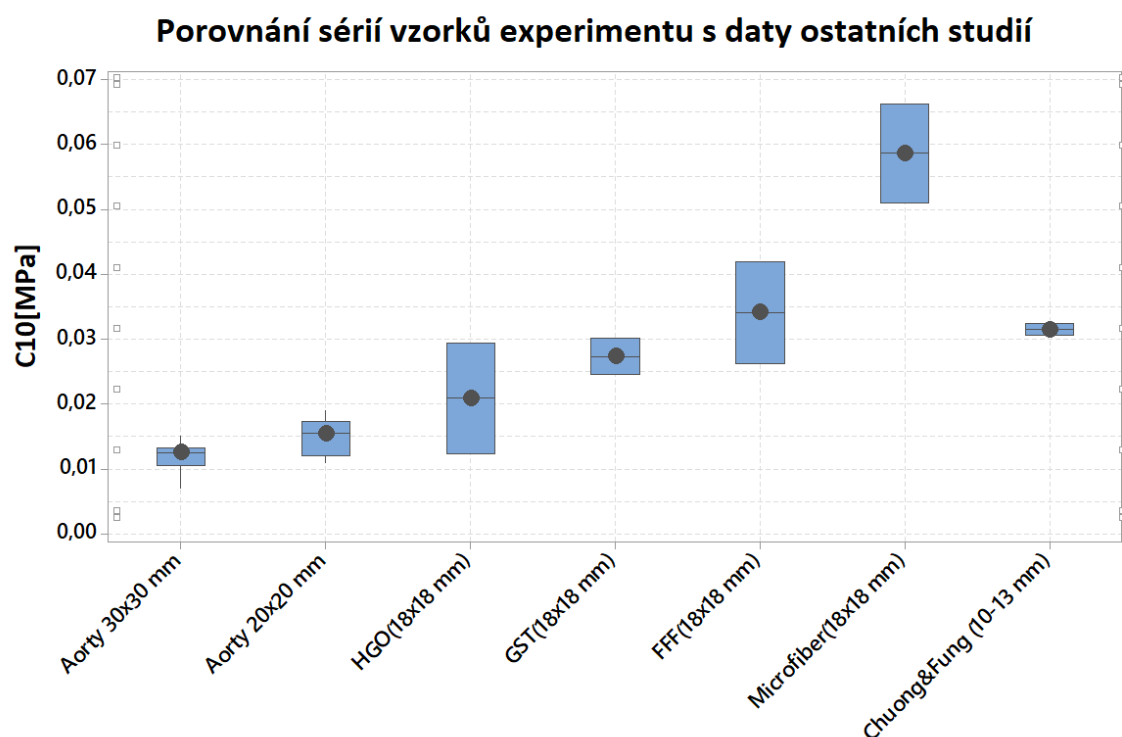
Graf 4 - Proložení dat silikonových vzorků o rozměrech 20x20 mm Neo-hookovým materiálovým modelem



13 DISKUZE

Z mechanického pohledu je aorta velmi komplexní, kompozitní a nelineárně chovající se materiál. Tato nelineární odezva je způsobená jednotlivými částmi aortální stěny. Aortální stěna jako celek je nestlačitelný anizotropní materiál, jehož odezva lze popsat pomocí konstitutivního modelu. Tato oblast zaznamenává v poslední dekádě velký pokrok, kdy strukturní modely jako HGO (Holzapfel a kolegové [5]), GST model vymyšlený Gasserem a kolektivem [39], FFF (Baek [40]) a Microfiber model představený Martufim a Gasserem [41] dokáží do značné míry predikovat chování aorty jakožto anizotropní struktury. Data získaná při uniaxiální tahové zkoušce [42] pro dílčí konstitutivní modely byla srovnána s experimentálními daty této práce (viz graf č.5 a tabulka č. 6). Z grafu a tabulky lze vyčíst, že oproti Schroederovi [42] vyšly počáteční tuhosti tkáně nejbližší našim hodnotám u konstitutivního modelu HGO. Shoda s dalšími třemi modely již byla výrazně nižší. Tato neshoda nutně neznamená chybnost našeho měření, jelikož zmíněná studie stanovuje radiální tuhost nepřímo z dvouosých zkoušek pouze pomocí fitování konstantního modelu, jež obsahuje izotropní složku, která má reprezentovat radiální složku. Nikde se ovšem neřešila otázka, zda je možné dvouosá experimentální data proložit zmíněnými modely i při využití hodnot tuhosti (naměřených v této práci) jako fixního parametru. Toto je potřeba vyřešit v budoucích pracích.

Graf 5-Krabicový graf porovnání jednotlivých sérií měření s daty jiných studií [42, 43]



Tabulka 6- Porovnání hodnot mezi prováděným experimentem a daty z jiných studií (první čtyři řádky jsou data z experimentu prováděného v této práci)

Série vzorků/dat	Počáteční tuhost C_{10} [MPa]	Kvalita regresního modelu R^2
Aorta 30x30 mm	0,011	0,822
Aorta 20x20 mm	0,014	0,839
Schroeder-HGO (18x18 mm)	0,011	0,987
Schroeder-GST (18x18 mm)	0,014	0,991
Schroeder-FFF (18x18 mm)	0,017	0,991
Schroeder-Microfiber (18x18 mm)	0,029	0,980
Chuong a Fung (10-13 mm)	0,031	0,859

Biomechanické vlastnosti tkáně závisí na míře zastoupení elastinu a kolagenu v daném testovacím vzorku, pak do jisté míry může mít vliv na výsledky i orientace těchto vláken, jež je brána v potaz u konstitutivních modelů HGO, GST, FFF a Microfiber. Tyto modely ve svých rovnicích počítají s anizotropickou částí rovnice. Neo-hookův model použitý na fitování dat této práce ovšem anizotropní složku nezahrnuje a počítá pouze s izotropní částí s jediným neznámým parametrem C_{10} . Za izotropní odezvu se považuje počátek křivky napětí-deformace proto se tato odezva přisuzuje právě elastinu, přičemž při tlakové zkoušce s malými deformacemi nedochází k zapojení zvlněných kolagenních vláken, a tudíž odpor proti deformaci tvoří nekolagenová matrice materiálu (elastinová membrána společně s buňkami hladkého svalstva)[5]. Anizotropní část je zodpovědná za odezvu při vyšší deformaci a napětí (dochází k narovnání kolagenních vláken).

Následně byla data porovnána s experimentem, jež prováděli Chuong a Fung [43], kdy zatěžovali uniaxiální tlakovou zkouškou králičí aorty o velikosti 10-13 mm v radiálním směru, přičemž postupně zatěžovali tkáň až 600 g. Rozdíly se sérií aorta 30x30 mm byly 20 kPa a se sérií aorta 20x20 mm 17 kPa. Experiment Chuonga a Funga [43] se nejvíce podobal svým průběhem experimentálnímu měření v této práci až na ten fakt, že vzorky použité v jejich experimentu byly před měřením uchovávány při pokojové teplotě (20-22°C), jež mohla zapříčinit rozdíl od výsledků získaných v tomto experimentu, kdy byl z důvodů uvedených v kapitole 10.2 použit 0,9 % roztok NaCl o teplotě 37 °C. Dalším ovlivňujícím faktorem nepřesností mohl být fakt, že v této práci byly použity rozdílné zvířecí tkáně. Králík má na rozdíl od prasete vyšší krevní tlak (130-325 úderů/min)[44] a také tenčí stěnu tepny[45], z čehož také mohou vyplývat rozdílné mechanické vlastnosti. Experimentální měření provedené v této bakalářské práci bylo provedeno jak na prasečích aortách, tak na silikonových vzorcích. Při uniaxiální tlakové zkoušce předpokládáme u silikonu lineární odezvu[46], jež se potvrdila a do určité míry validovala experiment.

14 OMEZENÍ MODELU

Ačkoliv výsledky byly podpořeny verifikací silikonu, je důležité zmínit možné limitace, jež mohly vést k nepřesným výsledkům. Jedna z možných nepřesností experimentu byla vůle mezi vodícími čepy a vyvrtanými otvory ve sklech a závažích. Ačkoliv byla skla zafixována páskou, tak mohla vzniknout nepřesnost vlivem pokládání závaží na čepy a možnému skluzu vzorku z přesné středové pozice mezi skly anebo mírnému náklonu krycího skla a tím pádem zatížení tkáně pod úhlem. Další možnou limitací je také použitý Neo-Hookův model, jež byl spolehlivý pouze do 20 % deformace, jak lze vidět v grafech 1-4. Vzorky nebyly vykrojeny, či vyraženy přesným přípravkem, ale byly vyřezány skalpelem, tudíž mohlo dojít k drobné odchylce tvaru. Při odstraňování nadbytečných částí tkáně bylo možné u některých vzorků narušit skalpelem strukturu adventitii tunici, jelikož tato vrstva plynule přechází ve svalovou tkáň a tuky, a bylo velmi obtížné odstranit tyto nežádoucí složky.

15 ZÁVĚR

Hlavním cílem této práce bylo experimentální zjištění radiální tuhosti aorty.

Teoretická část bakalářské práce byla zaměřena na seznámení čtenáře se základním složením cév, jejich strukturními složkami, odezvami a přiblížení aortální tkáně. V následujících teoretických kapitolách byly nastíněny jednotlivé typy zkoušek používané pro základní zkoušení vlastností aortální tkáně. V závěru teoretické části byl popsán hyperelastický materiál, materiálové modely a jejich dělení na strukturní a fenomenologické. Na teoretickou část plynule navázala řešeršní studie zabývající se vlivy zmrazování vzorků na výsledky experimentu, následně rozebrala zbytková napětí po rozříznutí aorty, tenzory napjatosti a invarianty tenzorů přetvoření.

Praktická část byla zaměřena na samotný experiment, prováděný na deseti testovacích a třech verifikačních silikonových vzorcích. Experimentálně byla provedena tlaková zkouška, jež zatížila testované vzorky 29 závažími o celkové hmotnosti 2798,78g. Celý postup experimentu byl v této části popsán a doplněn autorskými fotografiemi z měření. Na experimentální část navazovalo zpracování dat a nafitování vhodného materiálového modelu na výsledky měření. Výsledné hodnoty byly dále rozebrány a porovnány v diskuzi a možné nepřesnosti připuštěny v kapitole o omezení modelu. Tato práce by mohla sloužit jako určitý odrazový můstek pro hlubší a náročnější studie zabývající se radiálními tuhostmi.

16 CITACE

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. upr. a. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- [3] GIBSON, Sarah F.F. 3D ChainMail: A fast algorithm for deforming volumetric objects. *Proceedings of the Symposium on Interactive 3D Graphics*. 1997, (7), 149–154.
- [4] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. 2. vydání. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2006. ISBN 80-01-03425-9.
- [5] HOLZAPFEL, Gerhard A., Thomas C. GASSER a Ray W. OGDEN. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity* [online]. 2000, **61**(1–3), 1–48. ISSN 03743535. Dostupné z: doi:10.1023/A:1010835316564
- [6] OTTESEN, Johnny T., Mette S. OLUFSEN a Jesper K. LARSEN. *Applied Mathematical Models in Human Physiology* [online]. 2004. ISBN 9780898718287. Dostupné z: doi:10.1137/1.9780898718287
- [7] HOLZAPFEL, Gerhard A., Gerhard SOMMER, Christian T. GASSER a Peter REGITNIG. Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology* [online]. 2005, **289**(5), H2048-58. ISSN 0363-6135 (Print). Dostupné z: doi:10.1152/ajpheart.00934.2004
- [8] CARO, C G, T J PEDLEY, R C SCHROTER a W A SEED. *The Mechanics of the Circulation* [online]. 2. vyd. Cambridge: Cambridge University Press, 2011. ISBN 9780521151771. Dostupné z: doi:DOI: 10.1017/CBO9781139013406
- [9] ADZHUBEI, Alexei A., Michael J.E. STERNBERG a Alexander A. MAKAROV. Polyproline-II helix in proteins: Structure and function. *Journal of Molecular Biology* [online]. 2013, **425**(12), 2100–2132. ISSN 10898638. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmb.2013.03.018
- [10] SHOULDERS, Matthew D. a Ronald T. RAINES. Collagen structure and stability. *Annual Review of Biochemistry* [online]. 2009, **78**, 929–958. ISSN 00664154. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.biochem.77.032207.120833
- [11] CARLISLE, C. R., C. COULAIS a M. GUTHOLD. The mechanical stress-strain properties of single electrospun collagen type I nanofibers. *Acta Biomaterialia* [online]. 2010, **6**(8), 2997–3003. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2010.02.050
- [12] LIGHTHILL, James. *The Mechanics of the Circulation*. By C. G. CARO, T. J. PEDLEY, R. C. SCHROTER and W. A. SEED. Oxford university press, 1978. 527 pp. £22.00 (hardback) or £11.00 (paperback). *Journal of Fluid Mechanics* [online]. 2006/04/19. 1979, **90**(04), 794. ISSN 0022-1120. Dostupné z: doi:10.1017/s0022112079212548
- [13] LÜSCHER, Thomas F. a Matthias BARTON. Biology of the Endothelium. *Clinical Cardiology* [online]. 1997, **20**(S2). ISSN 0160-9289. Dostupné z: doi:10.1002/j.1932-8737.1997.tb00006.x
- [14] KIRKPATRICK, C. J., Mechthild WAGNER, Iris HERMANN, C. L. KLEIN, H. KÖHLER, M. OTTO, T. G. VAN KOOTEN a F. BITTINGER. Physiology and cell biology of the endothelium: A dynamic interface for cell communication. *International Journal of Microcirculation-Clinical and Experimental* [online]. 1997, **17**(5), 231–240. ISSN 01676865. Dostupné z: doi:10.1159/000179235
- [15] DEBELLE, L a A M TAMBURRO. Elastin: molecular description and function. *The International Journal of Biochemistry & Cell Biology* [online]. 1999, **31**(2), 261–272. ISSN 1357-2725. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/S1357-2725(98)00098-3
- [16] GUNDIAH, Namrata, Mark B. RATCLIFFE a Lisa A. PRUITT. The biomechanics of arterial elastin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2009, **2**(3), 288–296. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2008.10.007
- [17] JAKEL, Roland. Analysis of Hyperelastic Materials with Mechanics - Theory and Application Examples. In: . 2010.

- [18] BURŠA, Jiří. *Konstitutivní vztahy materiálů: Studijní opory FSI VUT. Brno*,. 2018.
- [19] KIM, Beomkeun, Seong Beom LEE, Jayone LEE, Sehyun CHO, Hyungmin PARK, Sanghoon YEOM a Sung Han PARK. A comparison among Neo-Hookean model, Mooney-Rivlin model, and Ogden model for Chloroprene rubber. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* [online]. 2012, **13**(5), 759–764. ISSN 12298557. Dostupné z: doi:10.1007/s12541-012-0099-y
- [20] LALLY, C., A. J. REID a Patrick J. PRENDERGAST. Elastic behavior of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2004, **32**(10), 1355–1364. ISSN 00906964. Dostupné z: doi:10.1114/B:ABME.0000042224.23927.ce
- [21] ZEMÁNEK, Miroslav, Jiří BURŠA a Michal DĚTÁK. Biaxial Tension Tests with Soft Tissues of Arterial Wall. *Engineering Mechanics* [online]. 2009, **16**(1), 3–11. Dostupné z: http://dlib.lib.cas.cz/5251/
- [22] CHIM, Ya Hua, Eva CAAMAÑO-GUTIÉRREZ, Rashmi BIRLA, Jillian MADINE, Mark FIELD, Riaz AKHTAR a Hannah Angharad DAVIES. Quality of reporting in human aortic tissue research - A systematic review. *Artery Research* [online]. 2019, **25**(1–2), 3–10. ISSN 18764401. Dostupné z: doi:10.2991/artres.k.191106.003
- [23] O'LEARY, Siobhan A., Barry J. DOYLE a Tim M. MCGLOUGHLIN. The impact of long term freezing on the mechanical properties of porcine aortic tissue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2014, **37**, 165–173. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.04.015
- [24] KARLSSON JO, Toner M. Long-term storage of tissues bycryopreservation: critical issues. *Biomaterials* 1996;17:243–56. 1996, **17**(3), 243–256.
- [25] CHOW, Ming Jay a Yanhang ZHANG. Changes in the mechanical and biochemical properties of aortic tissue due to cold storage. *Journal of Surgical Research* [online]. 2011, **171**(2), 434–442. ISSN 00224804. Dostupné z: doi:10.1016/j.jss.2010.04.007
- [26] ASSOCIATION, British Medical a Royal Pharmaceutical Society of Great BRITAIN. *British national formulary : BNF 69 : September 2014-MARCH 2015*. London: British Medical Association, 2015. ISBN 9780857111562 0857111566.
- [27] PEÑA, Juan A., Miguel A. MARTÍNEZ a Estefanía PEÑA. Layer-specific residual deformations and uniaxial and biaxial mechanical properties of thoracic porcine aorta. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2015, **50**, 55–69. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2015.05.024
- [28] SOKOLIS, Dimitrios P., Emmanuel M. KEFALOYANNIS, Mirsini KOULOOUKOUSSA, Evangelos MARINOS, Harisios BOUDOULAS a Panayotis E. KARAYANNACOS. A structural basis for the aortic stress-strain relation in uniaxial tension. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, **39**(9), 1651–1662. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2005.05.003
- [29] SOKOLIS, Dimitrios P., Harisios BOUDOULAS a Panayotis E. KARAYANNACOS. Assessment of the aortic stress-strain relation in uniaxial tension. *Journal of Biomechanics* [online]. 2002, **35**(9), 1213–1223. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(02)00073-8
- [30] HOLZAPFEL, Gerhard A. Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure. *Journal of Theoretical Biology* [online]. 2006, **238**(2), 290–302. ISSN 00225193. Dostupné z: doi:10.1016/j.jtbi.2005.05.006
- [31] CHUONG, C. J. a Y. C. FUNG. Residual Stress in Arteries. *Frontiers in Biomechanics* [online]. 1986, 117–129. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-4612-4866-8_9
- [32] MATSUMOTO, Takeo, Taisuke GOTO, Takao FURUKAWA a Masaaki SATO. Residual stress and strain in the lamellar unit of the porcine aorta : experiment and analysis [online]. 2004, **37**, 807–815. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2003.08.014
- [33] ELLIS, G. E. a K. J. PACKER. Nuclear spin-relaxation studies of hydrated elastin. *Biopolymers* [online]. 1976, **15**(5), 813–832. ISSN 10970282. Dostupné z: doi:10.1002/bip.1976.360150502
- [34] GOSLINE, John M. a Christopher J. FRENCH. Dynamic mechanical properties of elastin. *Biopolymers* [online]. 1979, **18**(8), 2091–2103. ISSN 10970282. Dostupné z: doi:10.1002/bip.1979.360180818

- [35] WANG, Yunjie, Jacob HAHN a Yanhang ZHANG. Mechanical Properties of Arterial Elastin with Water Loss. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2018, **140**(4). ISSN 15288951. Dostupné z: doi:10.1115/1.4038887
- [36] FONCK, Edouard, Georg G FEIGL, Jean FASEL, Daniel SAGE, Michael UNSER, Daniel A RU a Nikolaos STERGIOPOULOS. Effect of Aging on Elastin Functionality in Human Cerebral Arteries [online]. 2009, 2552–2556. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.108.528091
- [37] MICRO-EPSILON. *Operating Instructions optoNCDT 1420* [online]. Dostupné z: <https://www.micro-epsilon.com/download/manuals/man--optoNCDT-1420--en.pdf>
- [38] TIMMINS, Lucas H., Qiaofeng WU, Alvin T. YEH, James E. MOORE a Stephen E. GREENWALD. Structural inhomogeneity and fiber orientation in the inner arterial media. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* [online]. 2010, **298**(5), 1537–1545. ISSN 03636135. Dostupné z: doi:10.1152/ajpheart.00891.2009
- [39] GASSER, T. Christian, Ray W. OGDEN a Gerhard A. HOLZAPFEL. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the Royal Society Interface* [online]. 2006, **3**(6), 15–35. ISSN 17425662. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2005.0073
- [40] BAEK, S., R. L. GLEASON, K. R. RAJAGOPAL a J. D. HUMPHREY. Theory of small on large: Potential utility in computations of fluid-solid interactions in arteries. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* [online]. 2007, **196**(31–32), 3070–3078. ISSN 00457825. Dostupné z: doi:10.1016/j.cma.2006.06.018
- [41] MARTUFI, Giampaolo a T. Christian GASSER. A constitutive model for vascular tissue that integrates fibril, fiber and continuum levels with application to the isotropic and passive properties of the infrarenal aorta. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, **44**(14), 2544–2550. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2011.07.015
- [42] SCHROEDER, Florian, Stanislav POLZER, Martin SLAŽANSKÝ, Vojtěch MAN a Pavel SKÁCEL. Predictive capabilities of various constitutive models for arterial tissue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2018, **78**, 369–380. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2017.11.035
- [43] CHUONG, C. J. a Y. C. FUNG. Compressibility and constitutive equation of arterial wall in radial compression experiments. *Journal of Biomechanics* [online]. 1984, **17**(1), 35–40. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(84)90077-0
- [44] BYROM, Michael J., Paul G. BANNON, Geoffrey H. WHITE a Martin K.C. NG. Animal models for the assessment of novel vascular conduits. *Journal of Vascular Surgery* [online]. 2010, **52**(1), 176–195. ISSN 07415214. Dostupné z: doi:10.1016/j.jvs.2009.10.080
- [45] WOLINSKY, H. a S. GLAGOV. Nature of species differences in the medial distribution of aortic vasa vasorum in mammals. *Circulation research* [online]. 1967, **20**(4), 409–421. ISSN 00097330. Dostupné z: doi:10.1161/01.RES.20.4.409
- [46] VAN LANCKER, B., W. DE CORTE a J. BELIS. Material properties of a structural silicone for linear adhesive glass-metal connections. *Challenging Glass Conference Proceedings - Challenging Glass 5: Conference on Architectural and Structural Applications of Glass, CGC 2016*. 2016, (June), 363–372.
- [47] BUEHLER, Markus J. Atomistic and continuum modeling of mechanical properties of collagen: Elasticity, fracture, and self-assembly. *Journal of Materials Research* [online]. 2006, **21**(8), 1947–1961. ISSN 08842914. Dostupné z: doi:10.1557/jmr.2006.0236
- [48] TREMBLAY, Dominique, Raymond CARTIER, Rosaire MONGRAIN a Richard L. LEASK. Regional dependency of the vascular smooth muscle cell contribution to the mechanical properties of the pig ascending aortic tissue. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, **43**(12), 2448–2451. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.018
- [49] GASSER, T. Christian. Biomechanical Rupture Risk Assessment - A consistent and objective decision-making tool for Abdominal Aortic Aneurysm patients. *Aorta* [online]. 2016, **4**(2). Dostupné z: doi:10.12945/j.aorta.2016.15.030
- [50] FUNG, Y C. Blood Flow in Arteries BT - Biodynamics: Circulation. In: Y C FUNG, ed. [online]. New York, NY: Springer New York, 1984, s. 77–165. ISBN 978-1-4757-3884-1. Dostupné

17 SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1 - Krevní oběh, přeloženo z [2].....</i>	<i>11</i>
<i>Obrázek 2 - Popis stěny cévy, přeloženo z [5].....</i>	<i>14</i>
<i>Obrázek 3 - Jednoosá tahová zkouška pro Tunicu Intimu, převzato z [7]</i>	<i>15</i>
<i>Obrázek 4 - Jednoosá tahová zkouška pro Tunicu Medii, převzato z [7].....</i>	<i>16</i>
<i>Obrázek 5 - Jednoosá tahová zkouška pro Tunicu Adventitii, převzato z [7]</i>	<i>17</i>
<i>Obrázek 6 - Pravotočivá šroubovice složená ze tří PP-II spirál a ukázka ProHypGly v Tropokolagenu, převzato z [10].....</i>	<i>18</i>
<i>Obrázek 7 - Tvar PP-II typu spirály, převzato z [9]</i>	<i>18</i>
<i>Obrázek 8 - Graf závislosti napětí na tlaku u vlákna kolagenu typu I, převzato z [11]</i>	<i>19</i>
<i>Obrázek 9 - Hierarchie kolagenu, převzato z [47]</i>	<i>19</i>
<i>Obrázek 10 - Procentuální zvýšení tuhosti stěny prasečí aorty během nízkého a vysokého namáhání v axiálním(A) a radiálním(B) směru, převzato z [48].....</i>	<i>19</i>
<i>Obrázek 11 - Vasoaktivní mediátory uvolňované endotelem a také faktory, které endotel produkuje, jež podporují relaxaci(vpravo) a kontrakci(vlevo). Převzato z [13]</i>	<i>20</i>
<i>Obrázek 12 - Biaxiální tahová zkouška provedena na vzorku elastinu odejmutého z hrudní aorty o rozměrech 25,4x25, 4 mm, převzato z [16]</i>	<i>21</i>
<i>Obrázek 13 - Průběh jednoho normálního srdečního cyklu, převzato z [4].....</i>	<i>22</i>
<i>Obrázek 14 - Střední vnější poloměr aorty naměřený na deseti různých místech aorty měřený při fyziologickém tlaku u deseti velkých psů, převzato z [8].....</i>	<i>23</i>
<i>Obrázek 15 - Závislost některých mechanických vlastností aorty v podélném směru v závislosti na věku a lokalizaci vzorku, převzato z [4]</i>	<i>24</i>
<i>Obrázek 16 - Ukázka biaxiální (a) a uniaxiální (b) tahové zkoušky, převzato z [49]</i>	<i>28</i>
<i>Obrázek 17 - Výsledky měření zmražených vzorků, převzato z [25].....</i>	<i>30</i>
<i>Obrázek 18 - Hrudní aorta kočky před a po radiálním řezu v čase, převzato z [50].....</i>	<i>31</i>
<i>Obrázek 19 - Topografie povrchu vzorku vyříznutém z aorty v (a) axiálním a (b) radiálním směru, převzato z [32].....</i>	<i>31</i>
<i>Obrázek 20 - Rozdíly mezi mladým a starým elastinem, převzato z [36].....</i>	<i>32</i>
<i>Obrázek 21 - Obsah vody v kontrolním, PEG a VPM ošetřeném vzorku. Převzato z [35].....</i>	<i>33</i>
<i>Obrázek 22 - Těleso v referenčním stavu (plná čára) je deformované do tvaru vyznačeného čárkovaně. Převzato z [4].....</i>	<i>33</i>
<i>Obrázek 23 – Popis hlavních částí měřicího stroje</i>	<i>37</i>
<i>Obrázek 24 - Zakótované schéma podkladního přípravku</i>	<i>38</i>
<i>Obrázek 25 – Detail laserového senzoru optoNCDT 1420-50</i>	<i>38</i>
<i>Obrázek 26 – Příprava vzorků – válcový výsek 5-6 cm</i>	<i>39</i>
<i>Obrázek 27 – Rozstřížené aorty potvrzující přítomnost reziduálních napětí.....</i>	<i>40</i>
<i>Obrázek 28 – Vzorky v roztoku NaCl</i>	<i>40</i>
<i>Obrázek 29- Vyříznutý vzorek aorty 30x30mm</i>	<i>40</i>
<i>Obrázek 30-Silikonové vzorky 30x30mm.....</i>	<i>40</i>
<i>Obrázek 31-Závaží s tvarem otvoru připomínající kost.....</i>	<i>41</i>

Obrázek 32-Vzorek aorty 30x30 na pokladním skle	41
Obrázek 33- Vzorek zakrytý krycím sklem polepeným černou páskou.....	41
Obrázek 34-Nahraná data aortálních vzorků 20x20 mm v programu Hyperfit	43

18 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - Mechanické vlastnosti některých vybraných částí těla skládajících se z většiny měkkými tkáněmi. Převzato z [5]	12
Tabulka 2 – Popis veličin vyskytujících se v rovnici (8.1,8.2 a 8.3)	25
Tabulka 3 - Popis veličin vyskytujících se v rovnici (8.4)	26
Tabulka 4 – Popis znaků použitých v rovnici (8.5, 8.6, 8.7 a 8.8)	27
Tabulka 5 – Technické specifikace laserového měřidla	39
Tabulka 6 - Porovnání hodnot mezi prováděným experimentem a daty z jiných studií (první čtyři řádky jsou data z experimentu prováděného v této práci)	47
Tabulka 7 - Výsledné hodnoty pro Hyperfit vzorků aorty o rozměrech 30x30	55
Tabulka 8- Výsledné hodnoty pro Hyperfit silikonu o rozměrech 30x30	55
Tabulka 9- Výsledné hodnoty pro Hyperfit vzorků aorty o rozměrech 20x20	56
Tabulka 10- Výsledné hodnoty pro Hyperfit silikonu o rozměrech 20x20	56
Tabulka 11 - Výsledné hodnoty tuhostí pro experiment Funga&Chuonga 1984	56

19 SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 – Proložení dat aortálních vzorků o rozměrech 30x30 mm Neo-hookovým materiálovým modelem.....	44
Graf 2 - Proložení dat aortálních vzorků o rozměrech 20x20 mm Neo-hookovým materiálovým modelem.....	44
Graf 3 - Proložení dat silikonových vzorků o rozměrech 30x30 mm Neo-hookovým materiálovým modelem.....	45
Graf 4 - Proložení dat silikonových vzorků o rozměrech 20x20 mm Neo-hookovým materiálovým modelem.....	45
Graf 5 - Krabicový graf porovnání jednotlivých sérií měření s daty jiných studií [42, 43]	46
Graf 6 - Krabicový graf počáteční tuhosti C10 všech sérií vzorků.....	57
Graf 7 - Krabicový graf počáteční tloušťky všech sérií vzorků	57
Graf 8 – aortální prasečí vzorky společně se silikonem o rozměrech 30x30mm	58
Graf 9 - aortální prasečí vzorky společně se silikonem o rozměrech 20x20mm.....	58

20 PŘÍLOHY

20.1 Příloha A – Tabulka s výslednými hodnotami experimentálního měření

Tabulka 7- Výsledné hodnoty pro Hyperfit vzorků aorty o rozměrech 30x30

Číslo vzorku	Počáteční tuhost C_{10} [MPa]	Kvalita regresního modelu R^2	Počáteční tloušťka [mm]	Maximální stlačení tkáně [%]
1	0,015	0,976	2,19	23,1
2	0,013	0,968	2,68	24,11
3	0,011	0,961	2,90	28,37
4	0,013	0,959	2,53	24,82
5	0,014	0,989	2,68	24,26
6	0,009	0,854	3,14	29,13
7	0,012	0,970	3,06	26,67
8	0,007	0,915	2,29	34,15
9	0,011	0,946	2,42	27,36
10	0,013	0,984	2,59	25,87
Aritmetický průměr	0,012	0,952	2,65	26,78
Směrodatná odchylka	0,002	0,03832	0,29742	3,07258

Tabulka 8- Výsledné hodnoty pro Hyperfit silikonu o rozměrech 30x30

Číslo vzorku	Počáteční tuhost C_{10} [MPa]	Kvalita regresního modelu R^2	Počáteční tloušťka [mm]	Maximální stlačení silikonu [%]
1	0,057	0,959	1,88	9,23
2	0,030	0,885	1,90	11,74
3	0,050	0,955	1,626	8,12
Aritmetický průměr	0,046	0,933	1,80	9,7
Směrodatná odchylka	0,011	0,034	0,125	1,514

Tabulka 9- Výsledné hodnoty pro Hyperfit vzorků aorty o rozměrech 20x20

Číslo vzorku	Počáteční tuhost C_{10} [MPa]	Kvalita regresního modelu R^2	Počáteční tloušťka [mm]	Maximální stlačení tkáně [%]
1	0,012	0,940	1,89	41,97
2	0,019	0,966	2,62	33,50
3	0,015	0,917	2,89	36,24
4	0,016	0,932	2,51	35,12
5	0,018	0,909	2,48	32,74
6	0,017	0,916	3,03	33,11
7	0,017	0,945	2,94	34,81
8	0,012	0,866	2,13	40,29
9	0,011	0,905	2,21	42,15
10	0,014	0,979	2,58	39,70
Aritmetický průměr	0,015	0,928	2,53	36,96
Směrodatná odchylka	0,003	0,031	0,351	3,518

Tabulka 10- Výsledné hodnoty pro Hyperfit silikonu o rozměrech 20x20

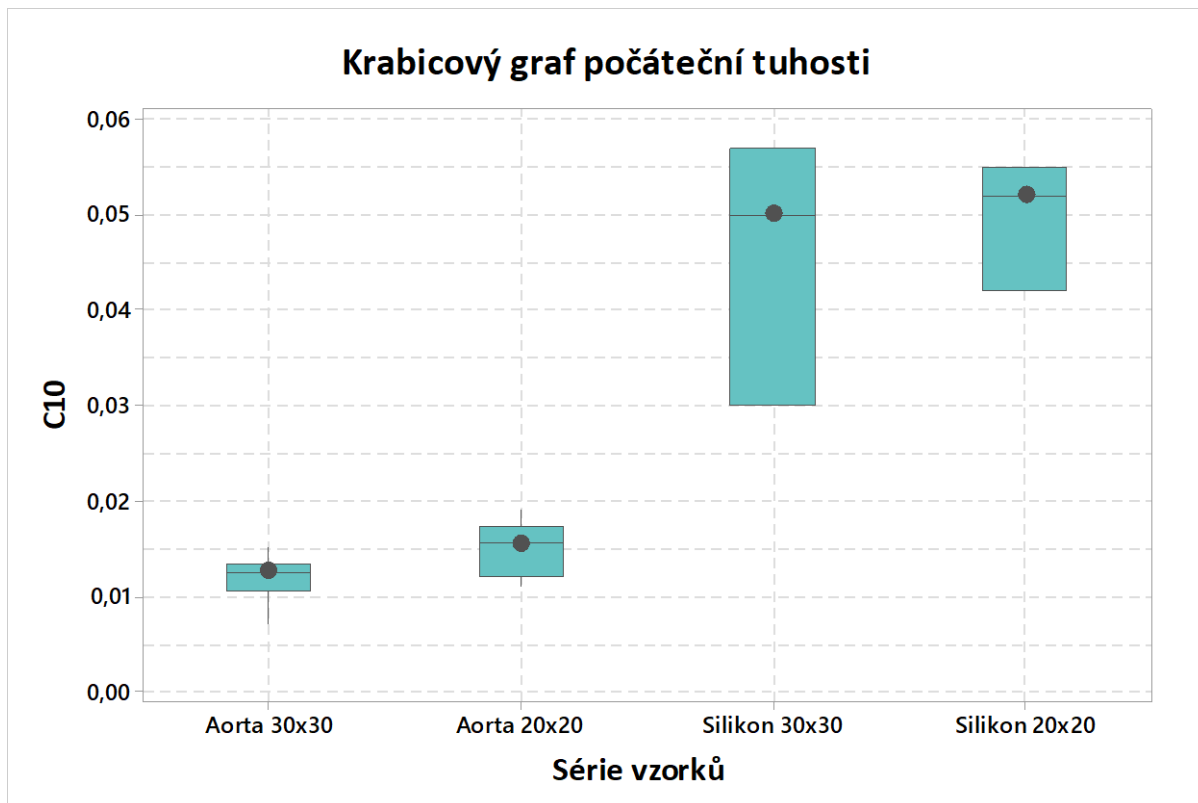
Číslo vzorku	Počáteční tuhost C_{10} [MPa]	Kvalita regresního modelu R^2	Počáteční tloušťka [mm]	Maximální stlačení silikonu [%]
1	0,042	0,988	1,70	20,61
2	0,052	0,976	1,79	18,52
3	0,055	0,991	1,72	16,79
Aritmetický průměr	0,497	0,985	1,74	18,64
Směrodatná odchylka	0,006	0,007	0,039	1,562

Tabulka 11 - Výsledné hodnoty tuhostí pro experiment Funga&Chuonga [43]

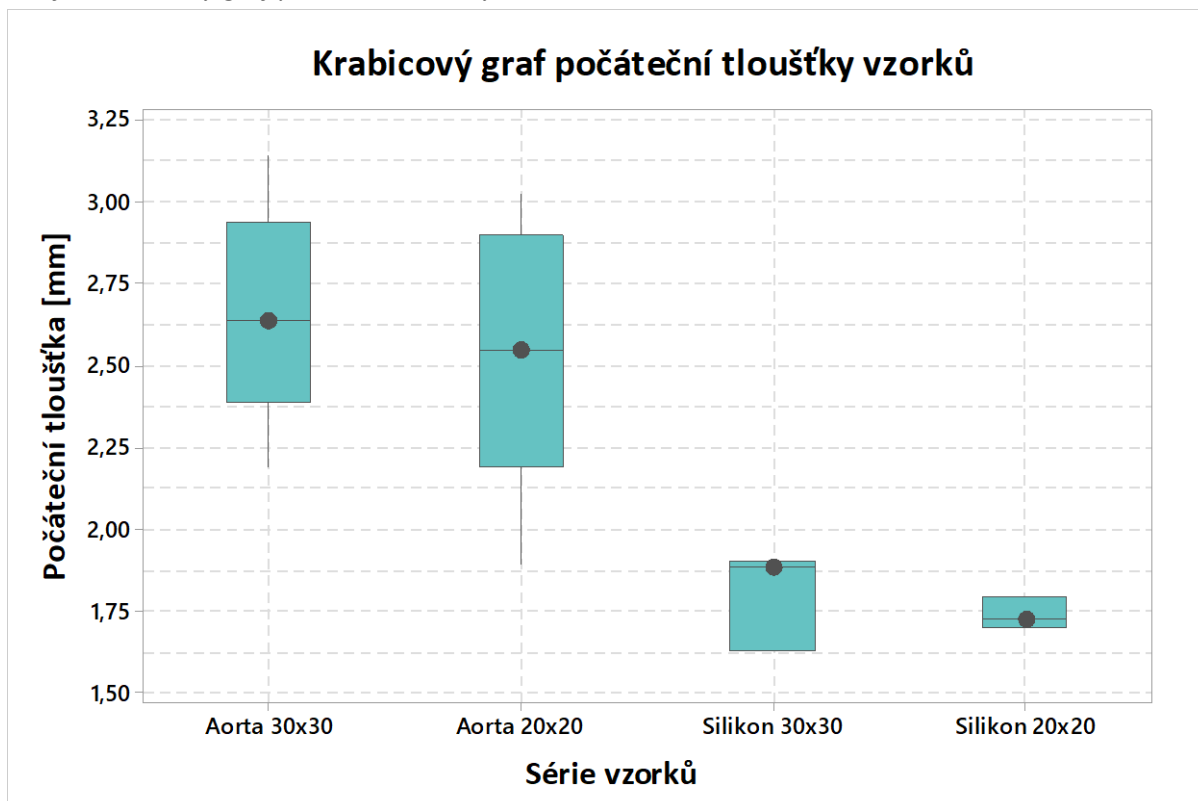
Číslo vzorku	Počáteční tuhost C_{10} [MPa]	Kvalita regresního modelu R^2
1	0,032	0,912
2	0,031	0,843
3	0,033	0,884
4	0,031	0,843
Aritmetický průměr	0,032	0,871
Směrodatná odchylka	0,001	0,029

20.2 Příloha B – Krabicové grafy popisující počáteční tuhost a tloušťku vzorků

Graf 6- Krabicový graf počáteční tuhosti C10 [MPa] všech sérií vzorků

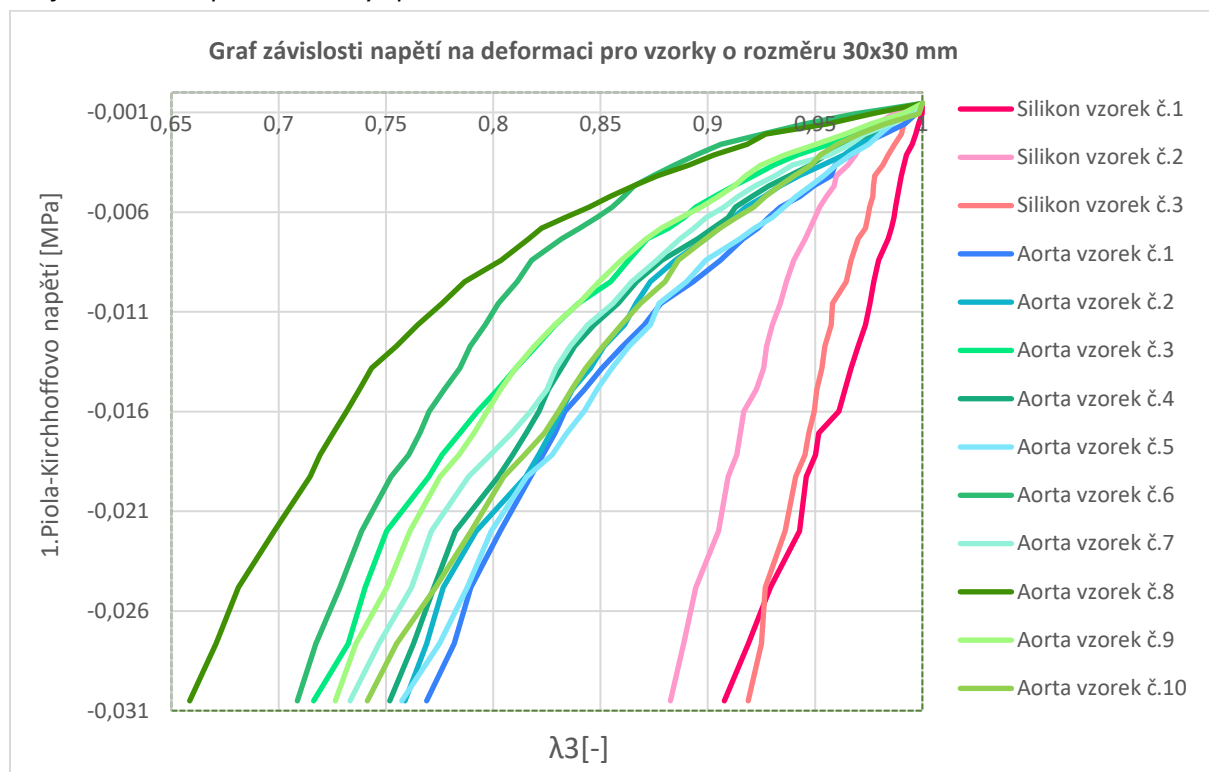


Graf 7- Krabicový graf počáteční tloušťky všech sérií vzorků



20.3 Příloha C – Grafy popisující průběhy 1.Piola-Kirchhoffova napětí na deformaci pro sérii vzorků 30x30 a 20x20 mm

Graf 8 – aortální prasečí vzorky společně se silikonem o rozměrech 30x30mm



Graf 9 - aortální prasečí vzorky společně se silikonem o rozměrech 20x20mm

